



Carina Alexandra Nunes Miranda Santos

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

Desenvolvimento de um Sistema de Monitorização Respiratória

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Paulo Ribeiro, Professor Auxiliar, FCT-UNL
Co-orientador: José Araújo Martins, Mestre, FCM-UNL

Júri:
Presidente: Doutor Mário António Basto Forjaz Secca
Arguente: Doutor José Manuel Matos Ribeiro da Fonseca
Vogais: Doutor Paulo António Martins Ferreira Ribeiro
Mestre José Miguel de Araújo Martins



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Novembro 2013



Carina Alexandra Nunes Miranda Santos

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

Desenvolvimento de um Sistema de Monitorização Respiratória

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção de Grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

A presente dissertação foi desenvolvida em colaboração com a Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa.

Orientador: Paulo Ribeiro, Professor Auxiliar, FCT-UNL

Co-orientador: José Araújo Martins, Mestre, FCM-UNL



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Novembro 2013

Desenvolvimento de um Sistema de Monitorização Respiratória

Copyright © 2013 – Todos os direitos reservados. Carina Alexandra Nunes Miranda Santos.

Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

“If you can't fly then run, if you can't run then walk, if you can't walk then crawl, but whatever you do you have to keep moving forward.”

Martin Luther King Jr

Agradecimentos

Quero aqui deixar uma palavra de apreço a todos aqueles que de uma forma directa ou indirecta contribuíram para a realização e conclusão desta dissertação.

Em primeiro lugar, ao meu orientador Professor Doutor Paulo Ribeiro, por todo o apoio e entusiasmo demonstrados, desde o primeiro até ao último dia, e por todas as críticas e comentários construtivos, que permitiram melhorar e concluir com sucesso este trabalho. Ao Dr. José Araújo Martins, o meu co-orientador, pela idealização deste projecto e pela oportunidade que me proporcionou de visitar o serviço de Otorrinolaringologia do Hospital de S. José. Também, por ter tornado possível a existência do curso de Engenharia Biomédica na FCT/UNL, um obrigado, ao meu coordenador de curso, o Professor Doutor Mário Secca.

À Sara Praça por toda a amizade, companheirismo e carinho que manifestaste durante estes cinco anos. Obrigado por todos os momentos por que passámos juntas e em especial pelas pausas do café, que tanto contribuíram para aliviar o *stress*.

Ao Guilherme Coutinho por toda a paciência e apoio que sempre demonstraste e, em particular, nestes últimos meses, mesmo quando estavas mais longe. Só tenho a agradecer o facto de te teres tornado uma pessoa tão especial na minha vida.

Um grande agradecimento, também, à Vanessa Cunha e ao Ricardo Ribeiro, pois sem eles os últimos almoços e momentos de convívio na faculdade teriam sido, sem dúvida alguma, bem mais tristes e muito menos marcantes. Agradeço, ainda aos restantes amigos que me acompanharam ao longo destes cinco anos, particularmente, à Ana Ruxa, à Margarida Rebelo, à Inês Machado e ao João Sousa.

Obrigado, ainda, a todos os meus familiares e restantes amigos que sempre demonstraram preocupação e interesse durante esta longa jornada.

Por último, expresso aqui o meu maior e mais importante agradecimento aos meus pais, Lena e Quim, por todo o amor, carinho, compreensão e apoio com que sempre me presentearam ao longo da minha vida. Obrigado por todos os sacrifícios a que se dispuseram para que eu pudesse concluir esta etapa.

Resumo

As doenças crónicas das vias respiratórias afectam uma grande parte dos indivíduos a nível mundial. A Rinosinusite Crónica, incluindo a pólipose nasal, apresenta uma elevada prevalência nas populações, tendo um impacto negativo na sua qualidade de vida, traduzindo-se, assim, num elevado encargo financeiro para as sociedades. Contudo, ainda não existem meios eficientes de diagnóstico que permitam estudar quais as causas associadas a este tipo de doenças.

A presente dissertação de mestrado insere-se num projecto que propõe investigar qual a contribuição das variações do fluxo aéreo nasal que predispoem a desenvolver a polipose nasal. Nesta dissertação desenvolveu-se o primeiro protótipo de um sistema de monitorização de respiração que visa a obtenção de dados referentes a pressões e fluxos nasais, de forma simples, pouco dispendiosa e não-invasiva.

O sistema é constituído por um suporte para a cabeça onde foi colocado um transdutor de pressão munido de um cateter de uso médico, um sistema de aquisição e tratamento de dados e um programa de interface com o utilizador. Este sistema permitiu realizar as medições de pressão na cavidade nasal. Para tal, foi desenvolvida a instrumentação para a aquisição de dados e controlo do transdutor. Foi realizada a modelação do sistema, de acordo com um sistema de condutas, e estabeleceu-se um protocolo de utilização do protótipo. Além disso, criou-se, ainda, uma aplicação que permitiu testar o seu funcionamento.

Nos testes realizados para diferentes regimes de respiração (normal e forçada), bem como para um caso de congestão de nasal, o protótipo foi capaz de detectar as variações de pressão nasal. Os valores obtidos encontraram-se, de uma forma geral, concordantes com os dados disponíveis na literatura.

Palavras-Chave:

Rinosinusite Crónica, Polipose nasal, Diagnóstico médico, Rinomanometria,
Ventilação nasal

Abstract

Chronic diseases of the airways affect a large number of people in the world. Chronic rhinosinusitis, including nasal polyposis, has a high prevalence in population and they contribute for a negative impact on the quality of live which results in a large financial burden for societies. However, there's yet no efficient methods of diagnosis to determine definitely which causes are associated with such diseases.

The present dissertation falls in a major project that intends to investigate the role of nasal airflow variations in the predisposition of nasal polyposis. In this work a first prototype of a respiration monitoring system was developed, with the main purpose of collecting pressure and nasal airflow data in a simple, inexpensive and non-invasive way.

The system consists of a pressure transducer with a prober catheter, placed on a head-support, which enables measurements in the nasal cavity. The required instrumentation, namely for data acquisition and transducer controlling, and software for testing the equipment performance were also developed. System modelling was carried out and a protocol for use of the prototype was established.

Tests were carried out on tidal and forced respiration and also during periods of nasal congestion. According to the results, it was possible to detect nasal pressure variations with the prototype. The obtained values are compatible with literature data.

Keywords:

Chronic rhinosinusitis, Nasal polyposis, Medical diagnosis, Nasal pressure,
Rhinomanometry, Nasal ventilation.

Índice de Matérias

Agradecimentos	vii
Resumo.....	ix
Abstract.....	xi
Índice de Matérias	xiii
Índice de Figuras	xvii
Índice de Tabelas.....	xxi
Lista de Acrónimos.....	xxiii
Capítulo 1.....	1
Introdução	1
1.1 Enquadramento.....	1
1.2 Objectivos	3
1.3 Estrutura da dissertação	4
Capítulo 2.....	5
Revisão da Literatura	5
2.1 Estudo da ventilação nasal.....	5
2.1.1 Desenvolvimento de modelos matemáticos e computacionais.....	5
2.1.2 Desenvolvimento de alguns dispositivos.....	6
2.1.3 Métodos de diagnóstico da polipose nasal.....	7
2.1.3.1 Rinomanometria.....	7
Capítulo 3.....	9
Fossas Nasais e Seios Perinasais	9
3.1 Anatomia	9
3.1.1 Nariz e Fossas Nasais	9
3.1.2 Seios Perinasais	10
3.2 Fisiologia.....	10
3.2.1 Função Respiratória	11
3.2.1.1 Fluxo de ar.....	11

3.2.1.2 Resistência.....	12
3.2.1.3 Ciclo nasal.....	12
3.2.1.4 Aquecimento e humidificação.....	12
3.2.2 Protecção.....	12
3.2.3 Olfacto.....	12
Capítulo 4.....	13
Desenvolvimento do Protótipo.....	13
4.1 Transdutor de pressão e circuito acoplado.....	14
4.1.1 Interface de comunicação I ² C.....	15
4.1.2 Funcionamento do transdutor de pressão.....	16
4.1.3 Calibração do transdutor de pressão.....	17
4.1.4 Circuito acoplado.....	18
4.1.5 Integração num suporte para a cabeça.....	18
4.2 Transmissão de dados.....	19
4.2.1 Arduino Mega 2560 e microcontrolador ATmega2560.....	19
4.2.2 Integração da placa microcontroladora e do transdutor de pressão.....	21
4.2.3 Frequência da recolha dos dados.....	23
4.2.4 Programação do microcontrolador.....	24
4.2.4.1 Inicialização.....	24
4.2.4.2 <i>Setup</i>	24
4.2.4.3 Ciclo <i>Main (Load)</i>	25
4.2.5 Protocolo de comunicação série.....	28
4.2.6 Caixa principal do protótipo.....	29
4.3 Aquisição de dados no computador.....	29
4.3.1 Rotina “Iniciar Aquisição”.....	30
4.3.2 Rotina “Leitura da Porta Série”.....	30
4.3.3 Rotina “Guardar Dados”.....	30
4.3.4 Rotina “Guardar Gráficos”.....	32
4.3.5 Rotina “Parar Aquisição”.....	32
4.3.6 Rotina “Terminar Aquisição”.....	32
Capítulo 5.....	33
Fases da aquisição de dados.....	33

5.1 Modelação do sistema de condutas.....	33
5.2 Estratégia adoptada para determinar a pressão nasal.....	34
5.2.1 Manometria padrão.....	35
5.2.2 Calibração dos valores lidos pelo transdutor.....	35
5.2.3 Determinação da pressão nasal.....	36
5.3 Especificação da fase do ciclo respiratório	38
5.4 Cálculos de fluxo de ar	39
5.4.1 Determinação do fluxo de ar que circula através do cateter.....	39
5.4.2 Estimativa do fluxo aéreo nasal.....	39
Capítulo 6.....	41
Interface Gráfica.....	41
6.1 Funcionalidades.....	44
6.1.1 Sistema de Aquisição.....	44
6.1.1.1 Controlo do estado de aquisição	44
6.1.1.2 Guardar os dados adquiridos	44
6.1.1.3 Informação dos dados de paciente	46
6.1.1.4 Representações gráficas	47
6.1.1.5 Representações em tabela.....	47
6.1.1.6 Home.....	48
6.1.2 Controlo do Sistema.....	48
6.1.2.1 Representação gráfica.....	48
6.1.2.2 Representação em tabela.....	48
6.1.2.3 Configuração do Sistema	48
6.1.3 Botões comuns a ambos os painéis	48
6.1.3.1 Ajuda	49
6.1.3.2 Terminar Aquisição.....	49
Capítulo 7.....	51
Metodologia da recolha de dados.....	51
7.1 Considerações gerais.....	51
7.2 Procedimento de utilização do protótipo	51
Capítulo 8.....	53
Resultados e Discussão	53

8.1 Avaliação dos valores de pressão e fluxos nasais	53
8.1.1 Estudo da pressão nasal.....	54
8.1.2 Estudo do fluxo nasal	57
8.1.2.1 Fluxo de ar que circula através do cateter	57
8.1.2.2 Fluxo aéreo nasal estimado	58
8.2 Análise da frequência respiratória	60
Capítulo 9	63
Conclusões e Perspectivas Futuras	63
9.1 Perspectivas Futuras	65
Referências Bibliográficas	67
Anexo I	71
Anexo II.....	73
Anexo III	77
Apêndice I.....	79
Apêndice II	85

Índice de Figuras

Figura 3.1 Parede lateral da cavidade nasal e algumas estruturas anexas. Adaptado de [24].	9
Figura 3.2 Seios perinasais. A-secção sagital; B-dissecção lateral. Adaptado de [24].	10
Figura 3.3 Esquema indicativo das principais funções do nariz. Adaptado de [25].	11
Figura 3.4 Fluxo aéreo nasal normal. As setas indicam a direcção e a velocidade do fluxo de ar (a velocidade é máxima na região da válvula nasal). Adaptado de [28].	11
Figura 4.1 Integração dos diversos componentes do Sistema de Monitorização Respiratória. A – Suporte para a cabeça; B – Arduino Mega 2560; C – Computador.	13
Figura 4.2 Transdutor de pressão utilizado no protótipo, do fornecedor <i>Sensirion</i> e da série SDP610. Adaptado de [30].	14
Figura 4.3 Transdutor de pressão SDP610. A – Peças integrantes do transdutor; B – Esquema do funcionamento do <i>chip</i> ; C – Diagrama de blocos do <i>chip</i> . Adaptado de [30].	17
Figura 4.4 Representação do circuito acoplado ao transdutor de pressão. A - Indicação dos quatro pinos do transdutor de pressão (Adaptado de [30]); B – Circuito acoplado ao transdutor de pressão, que permite a transmissão I ² C entre o transdutor e o arduino (Adaptado de [30]); C – Circuito acoplado montado em placa de prototipagem (os fios laranja/branco, azul/branco, azul e verde são os fios correspondentes à ficha 8P8C, que será ligada, tal como será explicado mais à frente).	18
Figura 4.5 Acondicionamento do transdutor de pressão e do seu circuito acoplado numa caixa, colocada num suporte de cabeça, com tiras reguláveis. A – Suporte de cabeça, onde se observa a ligação do cabo 8P8C à caixa; B – Acondicionamento do transdutor de pressão e respectivo circuito acoplado, dentro da caixa.	19
Figura 4.6 Diagrama de integração das principais tarefas a serem realizadas pelo arduino, de forma a enviar o sinal captado pelo transdutor de pressão para o computador.	20
Figura 4.7 Placa microcontroladora Arduino Mega 2560. A laranja destaca-se o microcontrolador ATmega2560. Adaptado de [31].	20
Figura 4.8 Ficha 8P8C (comummente designada por RJ45) utilizada na integração da placa microcontroladora com o transdutor de pressão (norma T-568B).	22
Figura 4.9 Soldadura dos fios do cabo 8P8C, cuja função está indicada na Tabela 4.5, à placa microcontroladora. (Ligação dos fios à placa microcontroladora: Fio Laranja/Branco soldado ao pino 20 (SDA); Fio Verde soldado ao pino 21 (SCL); Fio Azul soldado ao pino 3,3V; Fio Azul/Branco soldado ao pino GND).	23

Figura 4.10 Esquema da estrutura básica do programa desenvolvido em ambiente <i>Arduino</i>	24
Figura 4.11 Esquema do fluxo de execução da rotina “ <i>Main (Load)</i> ”.....	26
Figura 4.12 Esquema ilustrativo da integração dos dois <i>bytes</i> lidos pelo transdutor de pressão, MSB e LSB, a partir da operação apresentada na equação 4.1.....	27
Figura 4.13 Representação das fichas USB fêmeas, do tipo A e B.....	28
Figura 4.14 Caixa principal do protótipo, onde são visíveis as várias fichas de painel, bem como as respectivas ligações. (Cabo preto ->alimentação; Cabo cinzento ->ligação ao computador, por cabo USB; Cabo amarelo ->ligação à caixa que acondiciona o transdutor de pressão, através de cabo 8P8C).....	29
Figura 4.15 Esquema de funcionamento da rotina “Iniciar Aquisição”.....	30
Figura 4.16 Esquema de funcionamento da rotina “Leitura da Porta Série”.	31
Figura 4.17 Esquema de funcionamento da rotina “Guardar Dados”.....	31
Figura 4.18 Esquema de funcionamento da rotina “Guardar Gráficos”.....	32
Figura 5.1 Representação do sistema de condutas de ar montado, em que se verifica uma diminuição do diâmetro da conduta, causada pela introdução do cateter.....	33
Figura 5.2 Manómetro de tubo em U construído e utilizado como sistema padrão.....	35
Figura 5.3 Sistema montado para efectuar a calibração dos valores lidos pelo transdutor. Montagem com medições em paralelo do manómetro padrão (1) e do transdutor (2), graças à derivação em Y (3). O fluxo de ar foi gerado através de um compressor e controlado a partir de uma válvula de agulha (4). A – esquema de montagem idealizado; B – esquema montado.	36
Figura 5.4 Sistema montado para estabelecer a relação entre os valores lidos pelo transdutor (com a introdução do cateter) e os valores do manómetro. Montagem com medições em paralelo do manómetro padrão (1) e do transdutor (2), graças à derivação em Y (3). O cateter (4) vai ser responsável por uma queda de pressão, pelo que a pressão lida pelo transdutor será inferior à medida através do manómetro padrão. A – esquema de montagem idealizado; B – esquema montado.	37
Figura 5.5 Variação da pressão alveolar ao longo da fase inspiratória (parte esquerda do gráfico) e da fase expiratória (parte direita do gráfico). Adaptado de [22].	38
Figura 5.6 Representação da área de secção transversal do nariz (1) e do cateter (2).	40
Figura 6.1 Interface gráfica do programa de controlo do Sistema de Monitorização Respiratória, com ênfase para o painel do Sistema de Aquisição.....	42

Figura 6.2 Interface gráfica do programa de controlo do Sistema de Monitorização Respiratória, com ênfase para o painel de Controlo do Sistema.....	43
Figura 6.3 Botões da área Controlo do estado de aquisição da interface do Sistema de Monitorização Respiratória.	44
Figura 6.4 Janelas associadas à área Guardar os dados adquiridos. A – Janela em que o operador pode seleccionar quais os dados que pretende guardar no ficheiro de colunas; B – Janela da ficha de paciente, onde é possível introduzir os seus dados pessoais.....	45
Figura 6.5 Excerto de um ficheiro gravado através da interface gráfica, onde se tem uma área dos dados do paciente e uma outra associada aos dados clínicos, que correspondem, respectivamente, aos dados preenchidos na ficha de paciente (Figura 6.4 – B), bem como a algumas informações extra (data, hora de início e término, tipo de cateter utilizado), e aos dados que o operador seleccionou para gravar (Figura 6.4 – A).	45
Figura 6.6 Janela em que o operador pode seleccionar quais os gráficos que pretende guardar em ficheiro do tipo <i>.bmp</i>	46
Figura 6.7 Exemplo de um gráfico temporal de pressão nasal, gravado em formato <i>.bmp</i> .	46
Figura 6.8 Indicadores dos dados do paciente, preenchido na ficha de paciente. Aqui são apresentados, somente, os dados mais significantes, sendo eles o Nome, Sexo, Idade, Nº de Processo e o Médico Responsável.	46
Figura 6.9 Representações gráficas dos dados recolhidos em tempo real. O gráfico da esquerda representa a evolução temporal da pressão nasal. À direita, o gráfico de cima representa a evolução temporal do fluxo de ar através do cateter e o de baixo o fluxo de ar através do cateter em função da pressão nasal.	47
Figura 6.10 Representação numérica dos dados recolhidos em tempo real. Da esquerda para a direita tem-se: pressão nasal, em Pa, fase do ciclo respiratório (0, I - Inspiração ou E - Expiração), fluxo de ar através do cateter, em mL/min, e fluxo aéreo nasal estimado, em L/s.....	47
Figura 6.11 Botão de Ajuda (à esquerda) e botão de Terminar Aquisição (à direita).....	48
Figura 6.12 Mensagem apresentada antes de terminar definitivamente uma aquisição de dados.	49
Figura 7.1 Ilustração de algumas das etapas que fazem parte do procedimento de utilização do protótipo. A – Introdução do cateter na chaminé correcta do transdutor de pressão; B – Imagem de endoscopia, em que se pode visualizar a colocação do cateter no pavimento da fossa nasal (imagem de cima) e no meato médio (imagem de baixo); C – Ilustração da utilização do protótipo num voluntário.	52
Figura 8.1 Resultados obtidos para as medições das pressões nasais, para os diferentes regimes (intervalo de 1 a 12), apresentados na Tabela 8.1.....	54

Figura 8.2 Resultados obtidos para as medições do fluxo de ar que circula através do cateter, para os diferentes regimes (intervalo de 1 a 12), apresentados na Tabela 8.1.....	57
Figura 8.3 Resultados obtidos para o fluxo aéreo nasal estimado, para os diferentes regimes (intervalo de 1 a 12), apresentados na Tabela 8.1.....	59
Figura 8.4 Representação gráfica temporal da pressão nasal registada, entre os instantes 200 e 215 segundos.....	61

Índice de Tabelas

Tabela 4.1 Especificações eléctricas da fonte de alimentação utilizada no protótipo. Adaptado de [29].....	14
Tabela 4.2 Especificações eléctricas do transdutor de pressão utilizado no protótipo. Adaptado de [30].....	15
Tabela 4.3 Principais características da placa microcontroladora Arduino Mega 2560. Adaptado de [31].....	21
Tabela 4.4 Descrição dos pinos das fichas 8P8C, de acordo com a cor e a sua função. Adaptado de [32].....	22
Tabela 4.5 Pinos da ficha 8P8C seleccionados para estabelecerem a comunicação que permite a integração da placa microcontroladora e do transdutor de pressão.	23
Tabela 4.6 Descrição dos pinos das fichas USB utilizadas. Adaptado de [36].....	28
Tabela 4.7 Principais especificações da comunicação série.....	28
Tabela 8.1 Lista dos diferentes regimes em que foram realizadas as medições de pressão e fluxo nasais.	54
Tabela 8.2 Resumo dos valores médios das medições de pico correspondentes à pressão nasal, em Pa, para cada um dos intervalos indicados na Tabela 8.1, de acordo com a fase do ciclo respiratório.....	55
Tabela 8.3 Resumo dos valores médios das medições de pico correspondentes ao fluxo de ar que circula através do cateter, em mL/min, para cada um dos intervalos indicados na Tabela 8.1, de acordo com a fase do ciclo respiratório.....	58
Tabela 8.4 Resumo dos valores médios de pico estimados correspondentes ao fluxo aéreo nasal, em L/s, para cada um dos intervalos indicados na Tabela 8.1, de acordo com a fase do ciclo respiratório.....	59

Lista de Acrónimos

8P8C	<i>8 Position 8 Contact</i>
AAR	<i>Active Anterior Rhinomanometry</i>
ADC	<i>Analog-to-Digital converter</i>
CMA	<i>Chronic Maxillary Atelectasis</i>
CRS	<i>Chronic Rhinosinusitis</i>
EAACI	<i>European Academy of Allergology and Clinical Immunology</i>
EEPROM	<i>Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
EP ³ OS	<i>European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps</i>
ERS	<i>European Rhinologic Society</i>
EUA	Estados Unidos da América
GA ² LEN	<i>The Global Allergy and Asthma European Network</i>
I/O	<i>Input/Output</i>
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
LSB	<i>Least Significant Byte</i>
MSB	<i>Most Significant Byte</i>
NP	<i>Nasal Polyposis</i>
SCL	<i>Serial Clock</i>
SDA	<i>Serial Data</i>
TC	Tomografia Computorizada
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver Transmitter</i>
UE	União Europeia
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UTP	<i>Unshielded Twisted Pair</i>
Vac	Volts em Corrente Alternada
Vdc	Volts em Corrente Contínua

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento

As doenças crónicas das vias respiratórias afectam uma grande parte dos indivíduos a nível mundial. Em particular, a Rinosinusite Crónica (CRS, do inglês *Chronic Rhinosinusitis*) é um problema de saúde que parece vir a apresentar uma crescente prevalência nas populações, tendo um impacto negativo na sua qualidade de vida, o que se traduz num elevado encargo financeiro para as sociedades [1]. Esta patologia chega mesmo a ter custos de saúde comparáveis à de outras doenças crónicas, das quais são exemplos a doença pulmonar obstrutiva crónica, a asma e a diabetes [2].

A rinosinusite é definida clinicamente, nos adultos, como uma inflamação do nariz e dos seios perinasais [1] [3] [4]. Já a polipose nasal (NP, do inglês *Nasal Polyposis*) é considerada como um subgrupo da CRS, encontrando-se presente em cerca de 20-33% dos casos de CRS [5].

De forma a obter um maior conhecimento acerca da epidemiologia, do tratamento e do diagnóstico, quer da CRS, quer da polipose nasal, têm vindo a ser criadas, nas últimas décadas, um conjunto de directrizes e documentos de consenso. Foi assim que, em 2005, foi criado o primeiro documento europeu, o EP³OS (*European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps*), pela Academia Europeia de Alergologia e Imunologia Clínica (EAACI, do inglês *European Academy of Allergology and Clinical Immunology*), em colaboração com a Sociedade Europeia de Rinologia (ERS, do inglês *European Rhinologic Society*). Este documento foi actualizado em 2007 e, por último, em 2012, com base em novos conhecimentos adquiridos através de investigações [1].

De acordo com as normas definidas no EP³OS, a UE conduziu então um estudo com o objectivo de determinar a prevalência da CRS na Europa, através da Rede Europeia Global de Alergia e Asma (GA²LEN, do inglês *The Global Allergy and Asthma European Network*), tendo recolhido informações em 19 centros europeus, de 12 países diferentes. Através desse estudo estimou-se que a prevalência global da CRS na Europa era de 10,9%. A maior frequência desta patologia foi verificada em Portugal, mais concretamente em Coimbra, com a percentagem associada de 27,1% [2]. Já ao nível dos EUA, a CRS parece ter uma taxa de ocorrência de 14% [1] [2].

Para além da elevada predominância, a CRS é, também, uma doença que tem demonstrado um grande impacto na qualidade de vida dos doentes, decorrendo em inúmeros custos para a sociedade, quer directos (hospitalizações, tratamentos,...), quer indirectos (associados a dias de trabalho perdidos e à diminuição da produtividade). Uma vez que 85% dos pacientes com CRS se encontram em idade activa (idades entre 18-65 anos), os custos indirectos alcançam, muitas das vezes, valores superiores aos dos custos directos [1].

Em particular, a NP é uma doença nasal crónica que, pelo facto de ser bastante reincidente, faz com que os pacientes tenham de se sujeitar a várias cirurgias ao longo da sua vida, traduzindo-se em custos de saúde significativos [1].

De acordo com o que foi referido, torna-se, assim, imperativo que se realizem esforços crescentes para clarificar os mecanismos fisiopatológicos associados a este tipo de doenças, com o objectivo de prever e adaptar os tratamentos terapêuticos, bem como prestar os melhores cuidados de saúde aos pacientes [1] [6]. Assim sendo, é necessário investigar, melhorar e até mesmo inovar e desenvolver técnicas de diagnóstico capazes de fornecer resultados fiáveis de uma forma o menos invasiva possível e que ao mesmo tempo sejam economicamente viáveis. Sabe-se, por exemplo, que o fluxo aéreo nasal poderá estar associado aos mecanismos que levam ao desencadeamento da NP, contudo o seu papel associado a esta patologia não se encontra estudado, pelo que parece ser razoável investir nesta área.

Por todas as razões enunciadas, o trabalho subjacente a esta dissertação irá focar-se no projecto e desenvolvimento de um protótipo de um Sistema de Monitorização Respiratória, que terá como principal objectivo monitorizar a respiração e medir as pressões intranasais, de forma a poder vir a ser útil como forma de compreender o papel das suas variações no despoletar da NP.

O tema proposto nesta dissertação “Desenvolvimento dum Sistema de Monitorização Respiratória” encontra-se integrado num Projecto proposto à Fundação para a Ciência e Tecnologia, FCT, pela Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa, tendo como instituições participantes o Centro Hospitalar de Lisboa Central, EPE, a Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa e a Fundação Calouste Gulbenkian. O projecto, “Factores Fisiológicos na Génese da Polipose Nasal”, desenvolvido no Centro de Estudos de Doenças Crónicas da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa (CEDOC/FCM/UNL), pretende esclarecer qual o papel das variações do fluxo aéreo nasal, inerentes ao desenvolvimento e comportamento clínico da

polipose nasal, com vista a poder obter uma resposta terapêutica personalizada a cada paciente. A presente dissertação compreende, assim, uma das tarefas associadas ao referido projecto, pelo que foi desenvolvida, em grande parte, no Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia (desenvolvimento do novo protótipo) e o restante no laboratório de Fisiopatologia da Faculdade de Ciências Médicas e no serviço de Otorrinolaringologia do Hospital de São José (testes de funcionamento do protótipo).

1.2 Objectivos

Considerando o enquadramento em que a presente dissertação se encontrava inserida, os seus objectivos específicos são:

- 1) Desenvolver um protótipo do sistema de monitorização respiratória;
- 2) Monitorizar a pressão intranasal durante a respiração, em tempo real, criando um sistema que permita modificar, de forma simples e durante o decorrer do exame, a posição do cateter médico inserido na cavidade nasal, a partir do qual se realizam as medições;
- 3) Criar um modelo que permita estimar o fluxo aéreo nasal;
- 4) Comparar os valores obtidos através do protótipo com dados de referência da literatura.

Para satisfazer os objectivos específicos a que esta dissertação se propõe, as especificações técnicas requeridas para o protótipo desenvolvido são:

- 1) Integração de um sistema constituído pelo transdutor pressão, sensível ao movimento do ar na cavidade nasal, e por um adaptador nasal de uso médico (cateteres de pequeno calibre, colocados de forma minimamente invasiva);
- 2) Desenvolvimento da aplicação de aquisição de dados e de toda a programação de controlo;
- 3) Aquisição de dados e tratamento do sinal, com registo dos valores de pressão, de fluxo de ar que circula através do cateter e estimativa de fluxo e nasal, em tempo real.

1.3 Estrutura da dissertação

A presente dissertação encontra-se subdividida em nove capítulos, ao longo dos quais foram apresentadas as revisões da literatura, se introduziram alguns conceitos de anatomia e fisiologia das fossas nasais e seios perinasais , se referiram todas as etapas de desenvolvimento do protótipo, bem como as fases de aquisição necessárias para a recolha de dados. Apresentou-se, ainda, a interface gráfica desenvolvida e estabeleceu-se a metodologia de recolha dos dados. Seguiu-se a análise e discussão dos resultados de teste do protótipo, e por último, compilaram-se as conclusões e algumas das perspectivas futuras resultantes da conclusão deste trabalho.

Este capítulo refere o enquadramento do tema desta dissertação e apresenta os principais objectivos do trabalho .

No capítulo 2 é feita uma revisão da literatura e são indicados alguns estudos realizados que se relacionam com o tema desta dissertação.

De forma a introduzir alguns conceitos básicos referentes à anatomia e fisiologia das fossas nasais e seios perinasais, que são as estruturas estudadas neste trabalho, é apresentado o capítulo 3.

Os capítulos 4 e 5 dizem respeito, respectivamente, ao desenvolvimento do protótipo e às sucessivas fases por que se passou até à recolha final de dados. Aqui são apresentadas todas as especificações técnicas (capítulo 4), bem como os teste de calibração e o modelo estipulado com vista ao desenvolvimento do equipamento (capítulo 5).

No capítulo 6 exhibe-se a interface gráfica criada, que permite a aquisição e representação dos dados, e enunciam-se as suas funcionalidades.

Para recolher os dados e tendo em vista a utilização futura do equipamento em meio clínico foi necessário criar uma metodologia associada à aquisição dos dados, que se apresenta no capítulo 7.

É no capítulo 8 que se realiza a análise e discussão dos resultados obtidos a partir do teste do protótipo desenvolvido.

Por último, no capítulo 9, sintetizam-se as principais conclusões a que se chegou com este trabalho e indicam-se alguns dos aspectos que poderão ser melhorados em trabalhos futuros.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

No decorrer dos últimos anos têm-se vindo a investigar quais serão os factores que apresentam um papel preponderante na susceptibilidade dos indivíduos a desenvolver polipose nasal. Contudo, não havendo consenso, torna-se crucial avaliar esses mesmos factores, dos quais são exemplos o fluxo aéreo e as pressões nasais. De seguida, são, assim, introduzidos alguns dos trabalhos mais relevantes, acerca do estudo da ventilação nasal, em particular, no que diz respeito a modelos matemáticos e computacionais, bem como a alguns dispositivos desenvolvidos. São, ainda, referidos os principais métodos de diagnóstico da polipose nasal, dando-se enfoque à técnica de rinomanometria.

2.1 Estudo da ventilação nasal

Os primeiros estudos acerca do fluxo nasal foram conduzidos por Proetz, sendo que, em 1932, este foi responsável pelo relato de medições da variação de pressão no nariz e nos seios perinasais durante a respiração. Já em 1951, realizou os primeiros estudos acerca do fluxo nasal, em modelos obtidos directamente através do nariz de cadáveres humanos [7] [8].

Nos estudos de Proctor (1966) e Swift & Proctor (1977) realizaram-se medições quantitativas dos padrões de fluxo de ar em modelos nasais mais complexos, que incluíam os cornetos nasais. Por sua vez, em 1989, Scherer *et al.* construíram um nariz em grande escala, através do qual verificaram que 50% do fluxo atravessa a região meatal média e inferior. Neste mesmo estudo comprovaram, ainda, que durante a ventilação em volume corrente o fluxo nasal deverá ser laminar [8].

Na década de 90 foram iniciados cálculos do fluxo aéreo no interior da cavidade nasal humana, através de modelação, com base em dados de TC [9]. Em 1995, Keyhani *et al.* realizaram um dos primeiros estudos baseados em simulações numéricas.

2.1.1 Desenvolvimento de modelos matemáticos e computacionais

Elad *et al.* (1993) desenvolveram a primeira tentativa de um modelo tridimensional capaz de mimetizar a estrutura geral do nariz. Nesse estudo, verificaram que o fluxo de ar

tende a fluir ao longo da superfície inferior da cavidade nasal, onde a resistência ao fluxo de ar é menor [8].

Em 2009, Hood *et al.* utilizaram vários modelos computacionais da cavidade nasal, de forma a estudar os efeitos do fluxo aéreo na ventilação dos seios nasais, de acordo com algumas variações na anatomia sinusal [7].

Fomin *et al.* (2010) desenvolveram um modelo matemático que permitia modelar a estrutura interna do nariz, que conjuntamente com um modelo paramétrico computacional, possibilitava analisar o fluxo aéreo que atravessava a anatomia interna do nariz em regimes de inspiração e expiração, para casos considerados como patológicos. Tal estudo concluiu que os parâmetros de fluxo aéreo dependem da estrutura interna do nariz, pelo que não se deve utilizar um modelo padrão, generalizado a todos os indivíduos [9]. No seguimento deste estudo, Fomin *et al.* (2012) compararam as previsões numéricas obtidas no estudo anterior com as medidas recolhidas através do método de rinomanometria activa anterior (AAR, do inglês *Active Anterior Rhinomanometry*), onde comprovaram que os dados eram um pouco contraditórios. Segundo os investigadores, tais contradições poderiam estar relacionadas com o facto de, no estudo anterior, o fluxo ter sido assumido como sendo turbulento em todos os cálculos. O estudo de Fomin *et al.* foi, acima de tudo, bastante relevante para demonstrar que a divergência entre as diferenças de pressão, obtida em cálculos e medidas clínicas, pode ser devida à mudança nas condições de entrada do ar na cavidade nasal em virtude do uso do rinomanómetro [10].

2.1.2 Desenvolvimento de alguns dispositivos

Kass *et al.* (1996) realizaram medidas de pressão no seio maxilar em pacientes que apresentavam atelectasia maxilar crónica (CMA, do inglês *Chronic Maxillary Atelectasis*) e em pacientes com rinosinusite crónica com espessamento da mucosa e/ou alteração polipóide do complexo ostiomeatal. As medidas de pressão foram realizadas, unicamente, no seio maxilar, através de um dispositivo constituído por um transdutor de pressão electrónico e por uma unidade de amplificação [11].

Em 1998, Hosselet *et al.* desenvolveram um sistema transdutor de pressão constituído por uma cânula nasal (cânula normal de oxigénio). Neste trabalho foi possível concluir que a forma do sinal recolhido (através da cânula nasal) poderia ser usada como um indicador não invasivo da elevada resistência das vias nasais superiores e da existência de uma limitação do fluxo de ar no nariz [12].

Posteriormente, Kohler *et al.* (2006) apresentaram uma técnica de monitorização da condutância nasal discreta, onde mediram o fluxo aéreo das fossas nasais esquerda e direita. Para tal, utilizaram instrumentação discreta (cânulas nasais), colocada no nariz, evitando o bloqueio unilateral do fluxo de ar, contrariamente ao que é requerido pela rinomanometria convencional [13].

Já em 2011, Kutluhan *et al.* utilizaram um dispositivo composto por uma cânula nasal flexível, encaixada dentro de uma haste metálica cilíndrica, que por um lado foi inserida, mediante anestesia local, no seio maxilar, e por outro foi ligada a um dispositivo de espirometria. Com base nos resultados obtidos, constatou-se que é necessário investigar os mecanismos de desenvolvimento de CRS [14].

2.1.3 Métodos de diagnóstico da polipose nasal

A técnica mais utilizada para o diagnóstico da polipose nasal é a endoscopia nasal, porém na ausência destes equipamentos pode também ser realizado um exame através de visualização directa com espéculo nasal [15].

Como meios complementares de auxílio ao diagnóstico poder-se-á, ainda, recorrer a técnicas de imagem, como por exemplo a TC (Tomografia Computarizada), bem como à técnica de rinomanometria anterior, que permite determinar a permeabilidade nasal de forma indirecta, possibilitando obter informações acerca das alterações funcionais que a NP pode provocar [16].

2.1.3.1 Rinomanometria

A rinomanometria é uma técnica que permite realizar medições da pressão na cavidade nasal, responsáveis pelo fluxo respiratório [17].

Hoje em dia, pelas suas características, a rinomanometria é considerada um método clínico útil para a avaliação objectiva da obstrução nasal, e isso tem também contribuído para um entendimento da fisiologia nasal [18] [19]. Porém, esta técnica, não permite a medição da permeabilidade nasal de forma directa [20].

De uma forma genérica, a rinomanometria pode ser diferenciada em métodos activos e passivos, que podem ser adicionalmente discriminados em técnicas anteriores e posteriores.

A rinomanometria activa posterior foi o primeiro método padrão, devido à expedita mensurabilidade das resistências bilaterais nasais instantâneas. No entanto, com o tempo, este método tem vindo a ser um pouco negligenciado devido a falhas na tentativa de se

obter a pressão pós-nasal através da cavidade oral. Tendo sido, apenas, usado em casos em que não se pode aplicar o método de rinomanometria activa anterior [18].

Por outro lado, o método de rinomanometria activa anterior, no caso de medições pressão pós-nasais numa cavidade nasal com a narina obstruída, provou ser um bom método, para muitos clínicos. Assim sendo, é recomendado como um método padrão na Europa, nomeadamente no que diz respeito a medições da resistência nasal [18].

Contudo, deve-se ter em conta que apesar da grande aceitação, a rinometria, ainda, não é totalmente usada na prática clínica, sendo muitas das vezes preterida em relação a outros meios de diagnóstico. Tal deve-se à inconsistência entre as medições manométricas e as queixas subjectivas de obstrução nasal.

Através da análise geral dos estudos apresentados, conclui-se, então, que é imperativo o desenvolvimento de dispositivos e técnicas que permitam fazer uma investigação da ventilação nasal da forma o menos invasiva possível, sem que se interfira com as condições de ventilação da própria cavidade nasal. Assim sendo, pretende-se evitar a obstrução do fluxo nasal, causada, por exemplo, devido à introdução de cânulas nasais no nariz ou mesmo devido ao uso de máscaras nasais.

Capítulo 3

Fossas Nasais e Seios Perinasais

3.1 Anatomia

3.1.1 Nariz e Fossas Nasais

O nariz é o primeiro constituinte das vias respiratórias superiores, e é uma saliência volumosa, constituída por uma estrutura osteo-cartilaginosa, uma camada muscular e por partes moles que o revestem [21]. Resumidamente, o nariz é composto pela pirâmide nasal e pelas fossas nasais (cavidade nasal) [22].

As fossas nasais, representadas na Figura 3.1, compreendem todo o espaço situado entre as narinas (orifícios nasais externos) e as choanas (orifícios posteriores, que permitem a comunicação das fossas nasais com a nasofaringe) [21] [22]. Adjacentemente às narinas encontra-se o vestíbulo da cavidade nasal. As fossas nasais estão, ainda, divididas em direita e em esquerda, pelo septo nasal [22] [23]. Nas paredes laterais das fossas nasais existem três estruturas em forma de concha, que são denominadas de cornetos. Entre cada um desses cornetos e a parede externa das fossas nasais existe uma passagem, os chamados meatos. Os meatos superior e médio constituem a abertura para os seios perinasais, enquanto o meato inferior permite a passagem para o canal lacrimo-nasal [22].

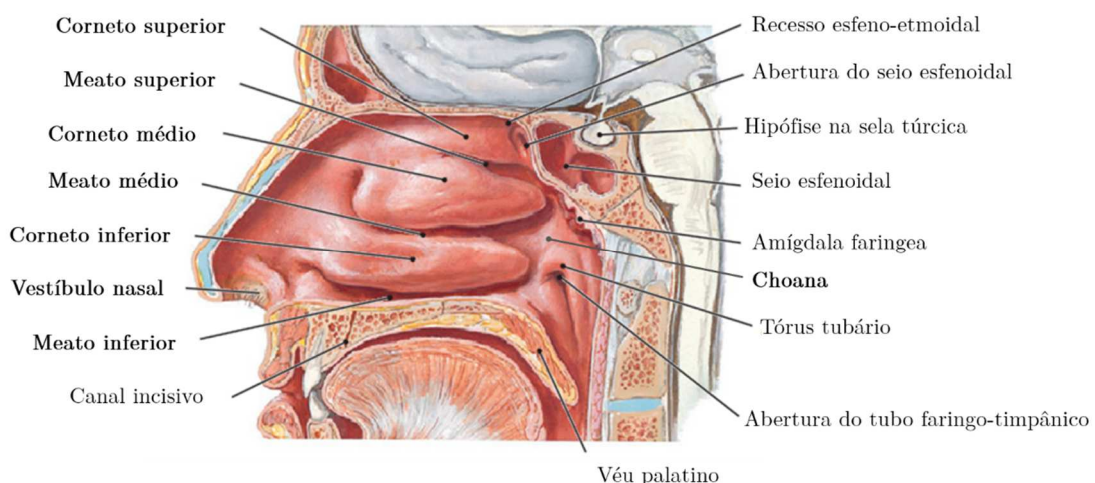


Figura 3.1 Parede lateral da cavidade nasal e algumas estruturas anexas. Adaptado de [24].

3.1.2 Seios Perinasais

Os seios perinasais são cavidades preenchidas por ar que comunicam com as fossas nasais. Essa comunicação é realizada através de quatro seios perinasais, sendo eles o seio frontal, o seio esfenoidal, o seio maxilar e o seio etmoidal, tal como ilustrado na Figura 3.2. A posição, a forma e o tamanho destes mesmos seios pode variar bastante de indivíduo para indivíduo [21] [23] [24] [25] [26].

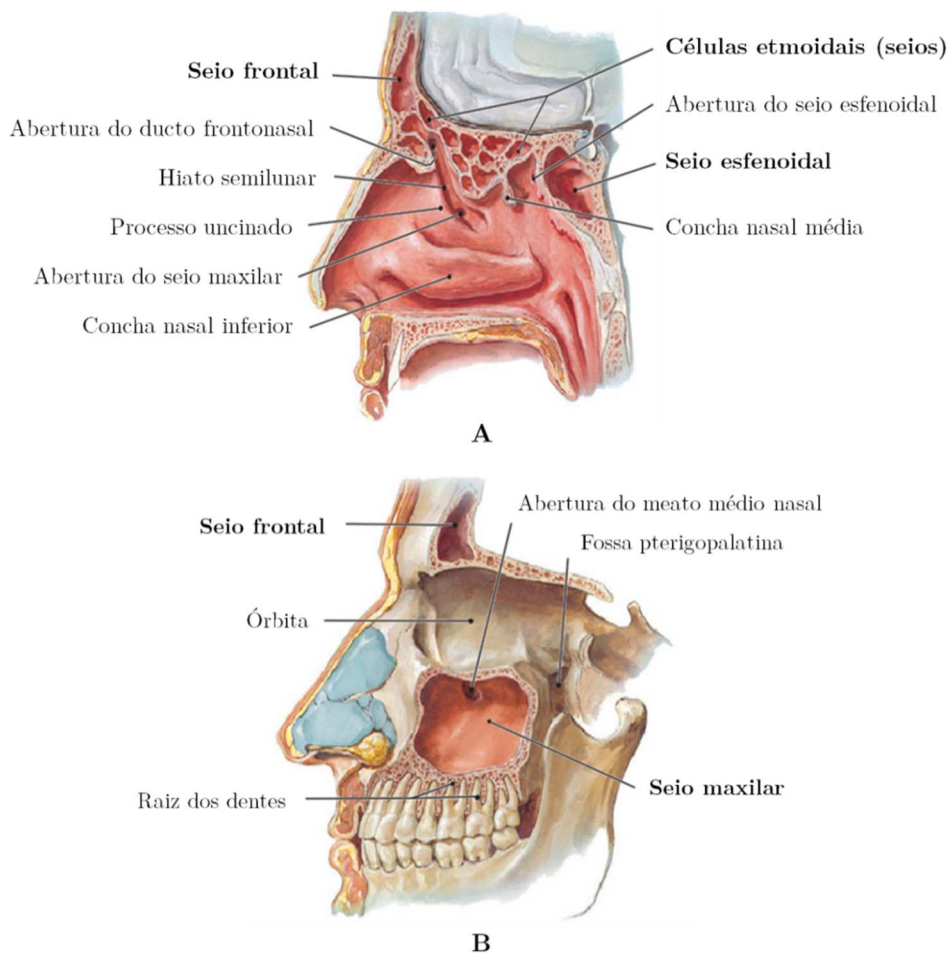


Figura 3.2 Seios perinasais. A-secção sagital; B-dissecção lateral. Adaptado de [24].

3.2 Fisiologia

Um dos factores mais importantes na fisiologia do nariz é o facto do fluxo de ar, na grande maioria das estruturas da cavidade nasal, ser turbulento. Tal permite um maior contacto do ar inspirado com a mucosa nasal, o que contribui para o aumento da função respiratória, bem como uma melhoria do olfacto e da protecção do nariz.

As três principais funções do nariz são a respiração, a protecção e, ainda, o olfacto, como esquematizado na Figura 3.3.

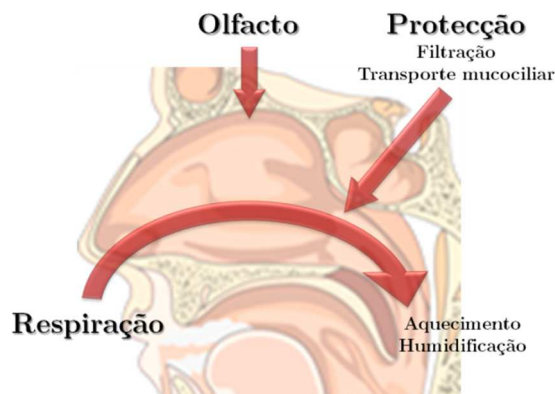


Figura 3.3 Esquema indicativo das principais funções do nariz. Adaptado de [25].

3.2.1 Função Respiratória

O nariz, pelo facto de ser o primeiro constituinte das vias aéreas superiores, é o ponto de entrada e de saída do ar, na inspiração e expiração, respectivamente. A forma como as correntes aéreas nasais circulam nas fossas nasais é, contudo, bastante variável, pois depende da morfologia que a sua estrutura apresenta, bem como da velocidade do ar inspirado.

3.2.1.1 Fluxo de ar

O ar inspirado penetra na narina e divide-se em diferentes fluxos, através dos diferentes meatos e do espaço sobre os cornetos, sendo que o fluxo principal atravessa o corneto médio, através do meato médio. A velocidade do fluxo na entrada da cavidade nasal, bem como nos próprios cornetos é mínima. Porém, à medida que o fluxo de ar se aproxima da parte posterior do vestíbulo (válvula nasal) vai aumentando a sua velocidade, uma vez que esta é a estrutura mais estreita do nariz. Em média, o fluxo aéreo total que circula através do nariz, em adultos, é de aproximadamente $380 \text{ cm}^3/\text{s}$ [25] [27]. As variações do fluxo de ar nasal descritas acima encontram-se esquematizadas na Figura 3.4.

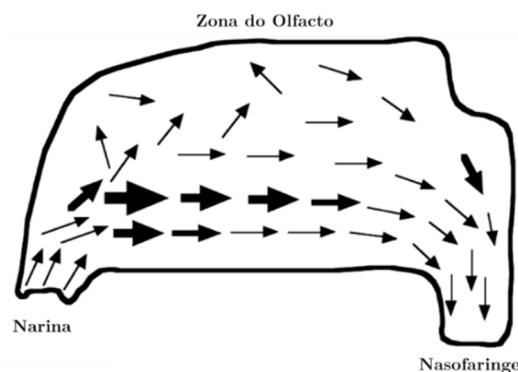


Figura 3.4 Fluxo aéreo nasal normal. As setas indicam a direcção e a velocidade do fluxo de ar (a velocidade é máxima na região da válvula nasal). Adaptado de [28].

De uma forma geral, pensa-se que o fluxo de ar é uma das características fisiológicas nasais que poderá estar associada à predisposição de algumas doenças, das quais poderá ser exemplo a polipose nasal [28].

3.2.1.2 Resistência

A resistência das vias respiratórias nasais é cerca de 40% da resistência aérea total, sendo que essa percentagem pode chegar até aos 70% [25] [26].

É importante reter que a resistência nasal depende de inúmeros factores, tais como a forma e o tamanho da cavidade nasal, bem como da própria velocidade do fluxo [27].

3.2.1.3 Ciclo nasal

O ciclo nasal foi descrito, pela primeira vez, como sendo o ciclo de congestionamento e descongestionamento do tecido cavernoso dos cornetos nasais, que ocorre num período de 3 a 7 horas, em aproximadamente 80% das pessoas [25] [26].

As oscilações do ciclo nasal fazem com que haja variações na resistência e no tamanho das vias respiratórias, o que afecta a turbulência do fluxo de ar [27].

3.2.1.4 Aquecimento e humidificação

O vasto sistema vascular e de secreção, associado à cavidade nasal e aos seios perinasais, permite o aquecimento e humidificação do ar, antes de este chegar às vias aéreas inferiores, facilitando as trocas gasosas ao nível dos alvéolos [26] [27].

3.2.2 Protecção

A protecção encontra-se associada à filtração e ao transporte mucociliar.

No caso da filtração há uma grande contribuição por parte dos pêlos que se encontram no interior das narinas, bem como da mucosa nasal, pois estes permitem filtrar as partículas de maiores dimensões, existentes no ar inspirado [26] [27].

Já o transporte mucocilar tem como função transportar todas as partículas capturadas na mucosa nasal para fora do nariz e dos seios perinasais.

3.2.3 Olfacto

A região superior da cavidade nasal, correspondente ao corneto superior e ao septo adjacente, apresenta ainda a função de olfacto [25] [26].

Capítulo 4

Desenvolvimento do Protótipo

O protótipo do sistema de monitorização respiratória, como sistema para medição de pressões intranasais, é constituído por um suporte de cabeça (Figura 4.1 – A), equipado com um compartimento, onde se encontra inserido um transdutor de pressão diferencial digital. Acoplado a esse mesmo transdutor de pressão está um cateter de uso médico, que será colocado em posições estratégicas da cavidade nasal, permitindo assim, a medição das pressões nasais, por parte do transdutor. As pressões medidas são diferenciais, na medida em que o transdutor de pressão apresenta duas aberturas, sendo que uma delas se encontra associada ao cateter, enquanto a outra se encontra livre, sendo, por isso, relativa à pressão atmosférica.

De forma a ser possível adquirir os dados de pressão nasal foi desenvolvida instrumentação própria associada ao transdutor de pressão. Essa instrumentação possibilita a transmissão dos valores de pressão para uma plataforma de prototipagem electrónica, no caso o Arduino Mega 2560 (Figura 4.1 – B), através de protocolo I²C (do inglês, *Inter-Integrated Circuit*). Tal permite que um computador (Figura 4.1 – C) possa receber esses mesmos dados, processando-os, sendo que o arduino e o computador serão ligados através de comunicação série USB. O processamento dos dados adquiridos foi realizado em ambiente LabVIEW. A integração dos diversos componentes pode ser observada através da Figura 4.1.

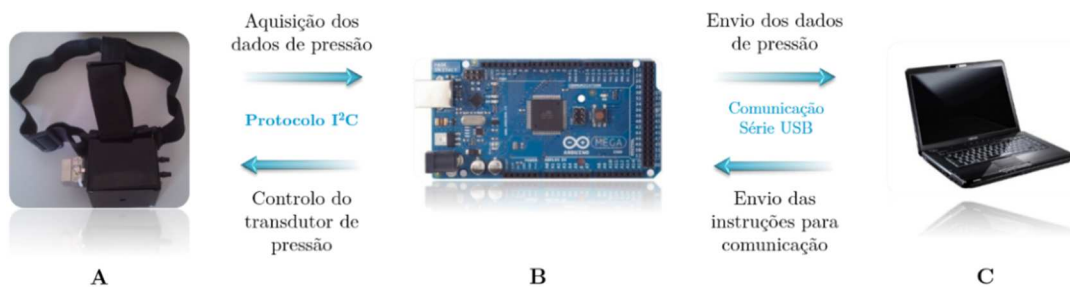


Figura 4.1 Integração dos diversos componentes do Sistema de Monitorização Respiratória. A – Suporte para a cabeça; B – Arduino Mega 2560; C – Computador.

Todo o sistema foi alimentado através de uma fonte de alimentação linear, cujas principais especificações eléctricas se encontram descritas na Tabela 4.1. No Anexo I é apresentado parte da folha de dados (*datasheet*) da fonte. Para mais informações deve-se consultar a referência [29].

Tabela 4.1 Especificações eléctricas da fonte de alimentação utilizada no protótipo. Adaptado de [29].

Parâmetro	Descrição
Tensão de entrada	230 Vac
Tensão de saída	12 Vdc
Frequência	50-60 Hz
Corrente de saída	1.00 A
Potência	12.00 W

4.1 Transdutor de pressão e circuito acoplado

O transdutor de pressão foi escolhido com base em inúmeras características, nomeadamente a gama de pressões a medir e o funcionamento do próprio transdutor. Optou-se por um transdutor de utilização aconselhável para aplicações médicas, que permitisse medir baixas pressões de ar e que fosse capaz de realizar medições digitais e diferenciais de pressão. O transdutor seleccionado permite, ainda, obter a informação relativa ao fluxo de ar que o atravessa, a partir de uma curva que relaciona esta grandeza com a pressão medida. De forma a medir baixas pressões, escolheu-se um transdutor de pressão (SDP610) do fabricante *Sensirion* e da série SDP600 (Figura 4.2), sendo que a gama de pressões que este mede varia entre ± 500 Pa. A *accuracy*, numa escala próxima de zero, pode variar até 0,2 Pa (0,04%), enquanto, para a restante gama de pressões, essa variação pode ir até 3% em relação à leitura realizada. Este transdutor é, também, muito aconselhável para aplicações médicas, nomeadamente respiratórias, devido à sua elevada repetibilidade, que para uma escala próxima de zero é de 0,1 Pa, enquanto para a restante gama de pressões pode chegar até 5% da leitura realizada. Para além destas características, apresenta-se, também, na Tabela 4.2, algumas das especificações eléctricas deste mesmo transdutor. No Anexo II encontra-se parte da *datasheet* do transdutor de pressão, sendo que para mais informações dever-se-á consultar a referência [30].

**Figura 4.2** Transdutor de pressão utilizado no protótipo, do fornecedor *Sensirion* e da série SDP610. Adaptado de [30].

Tabela 4.2 Especificações eléctricas do transdutor de pressão utilizado no protótipo. Adaptado de [30].

Parâmetro	Descrição
Tensão de alimentação	3,3 V (valor recomendado)
Corrente de dreno	<6 mA
Interface	Digital 2-wire interface (I ² C) (comunicação digital bidireccional)
Frequência do <i>clock</i>	Valor típico: 100 kHz Valor máximo: 400 kHz
Endereço I ² C	Decimal: 64 Binário: 1000 000
Factor de escala	60 Pa ⁻¹
Outros aspectos	Linearização do sinal Compensação da temperatura

De seguida, apresenta-se uma breve descrição acerca da interface de comunicação utilizada pelo transdutor de pressão. Para além disso, descreve-se o seu princípio básico de funcionamento, bem como a forma como este foi integrado no sistema.

4.1.1 Interface de comunicação I²C¹

A comunicação I²C é uma comunicação do tipo série, em que existem duas linhas bidireccionais, uma correspondente aos dados série (SDA, do inglês *Serial Data*) e outra ao *clock* (SCL, do inglês *Serial Clock*). A informação é, assim, transmitida entre os dispositivos que se encontram ligados ao *bus*, sendo que cada um desses dispositivos é identificado por um endereço específico (habitualmente identificado na sua *datasheet*). Cada um desses dispositivos terá uma função, sendo que poderão operar como transmissores ou receptores. Na transmissão dos dados estes podem, ainda, ser considerados como *master* ou *slave*, sendo que o *master* é o dispositivo responsável por iniciar a transferência de dados e por gerar o *clock*. Neste estudo, o master será o arduino e o *slave* será o transdutor de pressão.

O protocolo I²C permite, assim, a comunicação entre diversos dispositivos de uma forma simples. Tal é uma mais-valia para o projecto, pois, caso seja necessário, permite implementar a sua expansão, introduzindo-se um maior número de transdutores no protótipo. Este tipo de comunicação evita que se tenha de proceder a alterações na programação associada ao envio de dados, estabelecida para o transdutor já inserido no protótipo.

¹ Para mais detalhes acerca deste protocolo de comunicação deve-se consultar o “*The I2C Bus Specification*”, Versão 2.1, Janeiro 2000, da NXP [41].

4.1.2 Funcionamento do transdutor de pressão

O transdutor de pressão utilizado caracteriza-se por medir pressões diferenciais através de um sensor térmico, utilizando para tal uma tecnologia associada ao fluxo de ar que o atravessa (*CMOSens ® sensor technology*). Este transdutor é constituído por um *chip* correspondente a um sensor de silício de 4^a geração, designado por SF04. Este *chip* apresenta sensor térmico de fluxo de massa, amplificador, ADC, memória EEPROM (do inglês, *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*), circuito de processamento do sinal digital e interface I²C.

Tal como é visível pelas Figura 4.2 e Figura 4.3-A, o transdutor de pressão apresenta dois orifícios, sendo que ao conectar um tubo a um desses orifícios, como é o caso do cateter, se vai gerar uma diferença de pressão, relacionada com o fluxo de ar que o atravessa. Através dessa diferença de pressão medida é possível, desta forma, deduzir o fluxo de ar que circula nesse mesmo tubo. O facto do transdutor de pressão SDP610 permitir a medição de pressão diferencial a partir de um pequeno fluxo faz com que, neste contexto, seja considerado, também, como um sensor de fluxo.

O funcionamento do *chip* baseia-se no princípio de medição térmica. Inicialmente, o aquecedor gera um perfil de temperatura numa membrana de vidro colocada na parte de trás do *chip*. Uma vez aplicada uma diferença de pressão verifica-se a passagem de fluxo de ar, que, por muito baixo que seja, irá afectar a simetria do perfil de temperatura. Tal provoca diferenças de temperatura, que serão detectadas pelos dois sensores de temperatura. Como essa variação da temperatura é uma função directa da diferença de pressão aplicada, obtém-se o valor da diferença de pressão aplicada ao sistema. O esquema do funcionamento e o diagrama de blocos do *chip* podem ser observados na Figura 4.3-B e na Figura 4.3-C, respectivamente.

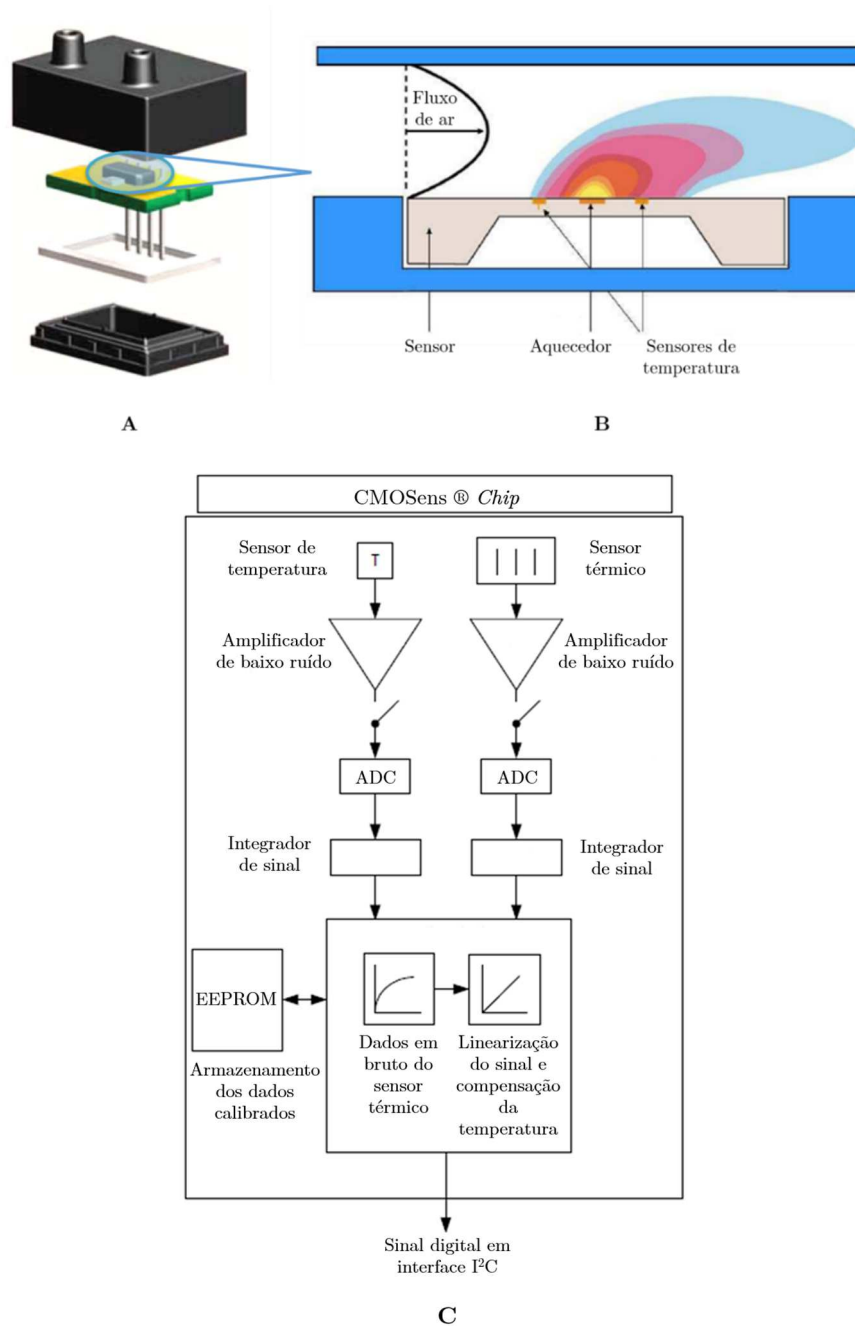


Figura 4.3 Transdutor de pressão SDP610. A – Peças integrantes do transdutor; B – Esquema do funcionamento do *chip*; C – Diagrama de blocos do *chip*. Adaptado de [30].

4.1.3 Calibração do transdutor de pressão

O transdutor de pressão vem acompanhado com um certificado de calibração, que garante a sua conformidade, de acordo com as especificações presentes na sua *datasheet*. Tal documento pode ser consultado no Anexo III.

4.1.4 Circuito acoplado

Tal como enunciado na Tabela 4.2, o transdutor de pressão utilizado apresenta uma comunicação digital bidireccional (protocolo I²C). Assim sendo, torna-se necessário utilizar resistências *pull-up* ligadas à tensão de alimentação positiva e a cada uma das linhas de *bus* (SDA e SCL), permitindo o controlo da transmissão de dados, através da alternância entre os valores lógicos HIGH e LOW. O valor das resistências *pull-up* deve ser o mesmo para as duas linhas de *bus*, sendo que um valor comum e bastante utilizado, que se optou por também utilizar, é os 10 k Ω . Desta forma, o circuito acoplado ao transdutor de pressão, que foi montado em placa de prototipagem, encontra-se esquematizado na Figura 4.4.

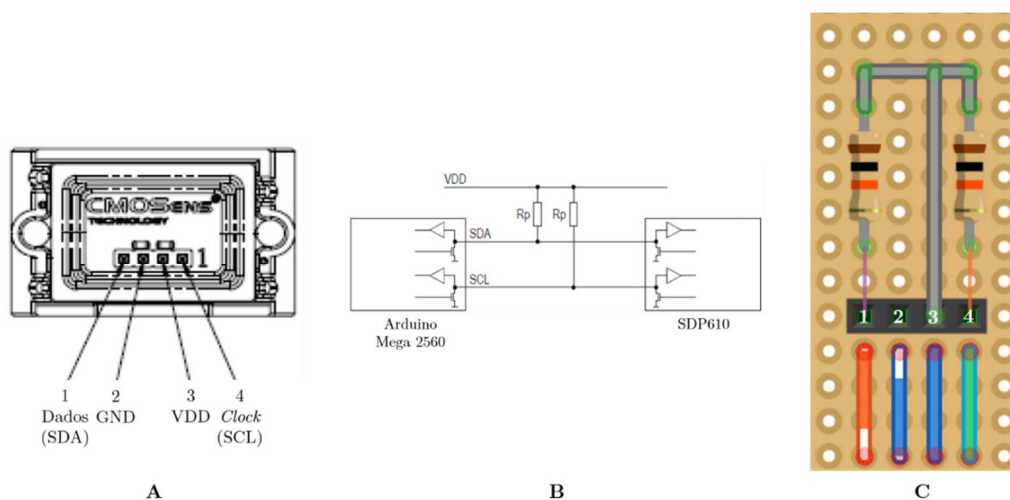


Figura 4.4 Representação do circuito acoplado ao transdutor de pressão. A - Indicação dos quatro pinos do transdutor de pressão (Adaptado de [30]); B - Circuito acoplado ao transdutor de pressão, que permite a transmissão I²C entre o transdutor e o arduino (Adaptado de [30]); C - Circuito acoplado montado em placa de prototipagem (os fios laranja/branco, azul/branco, azul e verde são os fios correspondentes à ficha 8P8C, que será ligada, tal como será explicado mais à frente).

4.1.5 Integração num suporte para a cabeça

Na construção deste protótipo utilizou-se um suporte para a cabeça, com regulação, permitindo que este pudesse ser ajustado conforme as necessidades do paciente, de forma a possibilitar o maior conforto possível.

Associado a este suporte de cabeça encontra-se uma pequena caixa, onde se acondicionou o transdutor de pressão, bem como o circuito acoplado a este. Como é necessário adaptar um cateter de uso médico a uma das chaminés do transdutor de pressão (devidamente assinalada) teve-se o cuidado de o acondicionar de forma a que a colocação/extracção desse mesmo cateter fosse prática, uma vez que este terá de ser substituído de cada vez que se realizar um exame a um paciente diferente. O suporte de

cabeça, bem como o acondicionamento do transdutor na caixa correspondente encontram-se ilustrados na Figura 4.5.

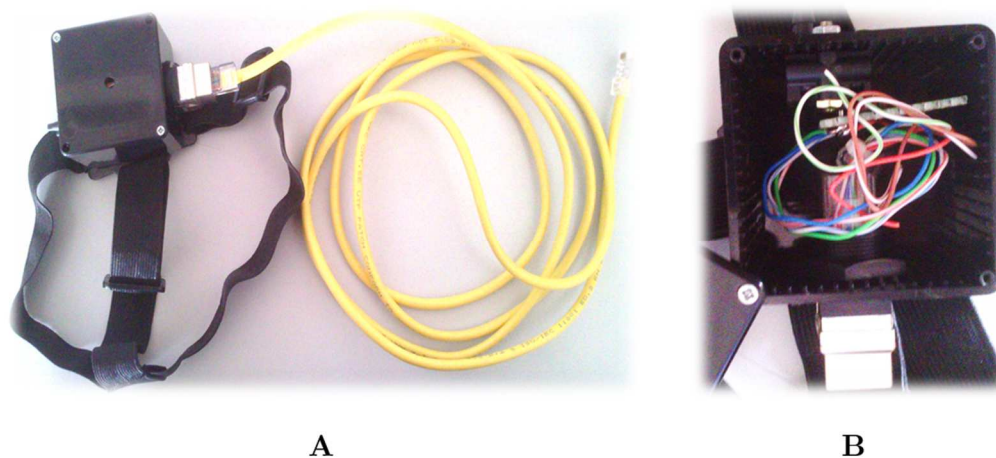


Figura 4.5 Acondicionamento do transdutor de pressão e do seu circuito acoplado numa caixa, colocada num suporte de cabeça, com tiras reguláveis. A – Suporte de cabeça, onde se observa a ligação do cabo 8P8C à caixa; B – Acondicionamento do transdutor de pressão e respectivo circuito acoplado, dentro da caixa.

Tal como é visível pela Figura 4.5, a caixa de acondicionamento do transdutor de pressão e o respectivo circuito acoplado vai permitir que a comunicação entre o transdutor e a “caixa mãe” (capítulo 4.2.5) seja realizada através da ligação de um cabo 8P8C entre as duas. As ligações realizadas serão referidas mais à frente.

4.2 Transmissão de dados

Neste ponto do trabalho teve-se a necessidade de desenvolver a electrónica de controlo, que permitirá a recolha dos dados do transdutor de pressão e o seu posterior envio para um computador.

4.2.1 Arduino Mega 2560 e microcontrolador ATmega2560

Com o objectivo de estabelecer a comunicação entre o transdutor de pressão e o computador, onde ocorrerá o processamento dos dados, foi necessário determinar qual o sistema físico intermediário capaz de o fazer.

As principais tarefas a serem executadas pelo microcontrolador, tal como representado na Figura 4.6, são:

- 1) Leitura dos dados enviados pelo transdutor de pressão (comunicação I²C) e respectiva conversão para unidades físicas;

- 2) Envio do valor de pressão, através de comunicação série USB, para o computador.

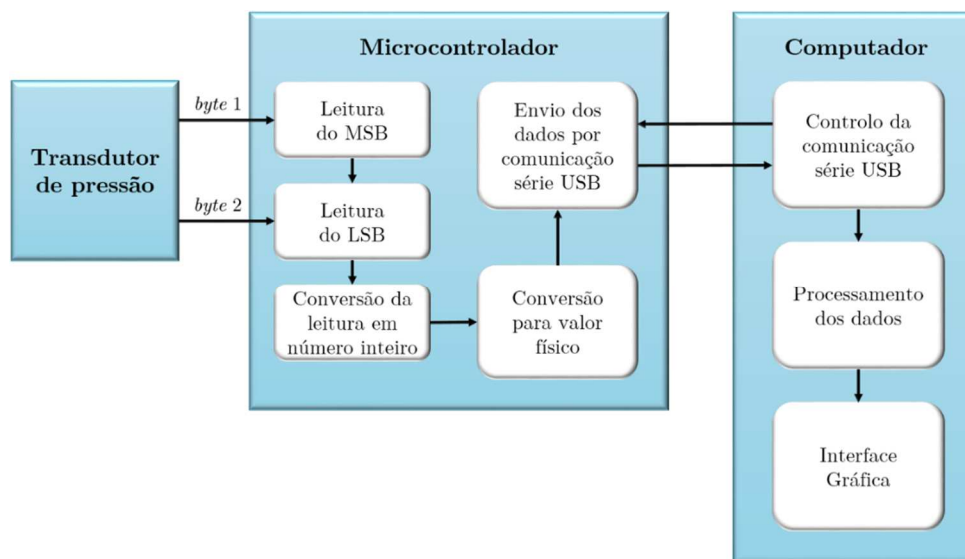


Figura 4.6 Diagrama de integração das principais tarefas a serem realizadas pelo arduino, de forma a enviar o sinal captado pelo transdutor de pressão para o computador.

O sistema físico de controlo escolhido foi, então, a placa microcontroladora Arduino Mega 2560, do fabricante *Arduino*TM (Figura 4.7), baseada no microcontrolador ATmega2560 (microcontrolador de 8 *bits* com 256K *bytes* de memória *flash* programável, da *ATMEL*). Os principais requisitos que levaram à escolha desta placa microcontroladora foram:

- 1) Pinos com função especializada para comunicação I²C (SDA e SCL);
- 2) Existência de pino de alimentação 3,3V (tensão de alimentação do transdutor de pressão);
- 3) Comunicação série assíncrona (UART, do inglês *Universal Asynchronous Receiver Transmitter*);

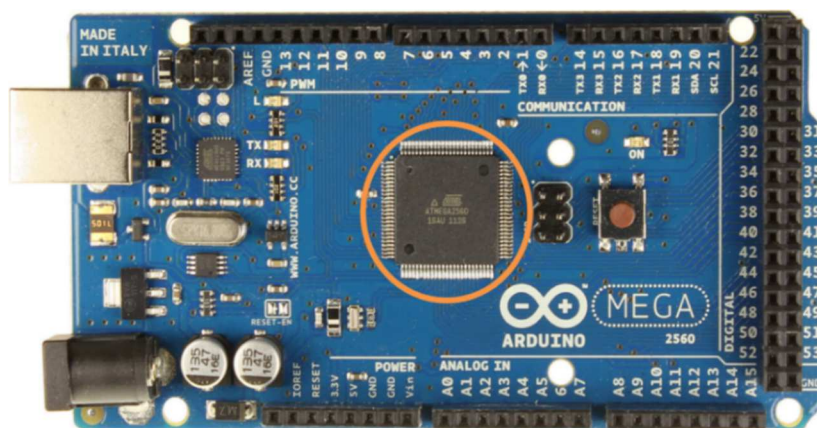


Figura 4.7 Placa microcontroladora Arduino Mega 2560. A laranja destaca-se o microcontrolador ATmega2560. Adaptado de [31].

As principais características da placa microcontroladora encontram-se especificadas na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 Principais características da placa microcontroladora Arduino Mega 2560. Adaptado de [31].

Parâmetro	Descrição
Microcontrolador	ATmega2560
Tensão de funcionamento	5 V
Tensão de alimentação (recomendada)	7-12 V
Pinos I/O digitais	Total de 54, dois dos quais permitem a comunicação I ² C (SDA – pino 20; SCL – pino 21)
Memória <i>flash</i>	256 KB
EEPROM	4 KB
<i>Clock</i>	16 MHz

A alimentação da placa poderá ser realizada através da conexão USB ou a partir de uma fonte de alimentação externa, sendo que o modo de alimentação é seleccionado automaticamente pela placa. No caso em específico optou-se por alimentar a placa através da fonte de alimentação linear, cujas especificações se encontram enunciadas na Tabela 4.1.

A tensão de funcionamento da placa é de 5 V, contudo, o regulador da placa (*chip* FTDI) é capaz de gerar uma tensão de 3,3 V, que será a tensão utilizada na construção do protótipo, uma vez que esta corresponde à tensão de alimentação do transdutor de pressão.

O *clock* gerado na placa é de 16 MHz, contudo para o caso específico da comunicação I²C, utilizada neste projecto, a frequência do *clock* definida é de 100 kHz (definida na biblioteca *Wire*, utilizada no programa de compilação do arduino, como se verá mais à frente).

4.2.2 Integração da placa microcontroladora e do transdutor de pressão

De forma a integrar a placa microcontroladora e o transdutor de pressão, recorreu-se a ligações através de uma ficha 8P8C *standard*, comumente, mas de modo errado, designado por RJ45.

Assim sendo, considerando a Figura 4.4 – C, verifica-se que 4 dos fios provenientes da caixa que condiciona o transdutor de pressão terão de ser soldados nas entradas correspondentes do arduino, com o objectivo de haver transferência de dados entre os dois sistemas. As entradas a serem ligadas ao arduino serão a alimentação de 3,3 V do transdutor, a terra (GND), o *bus* referente aos dados (SDA) e o *bus* referente ao *clock* (SCL).

O cabo, com ficha P8C8 embutida, é da categoria 5E e do tipo UTP (ou seja, é um cabo do tipo par entrelaçado não blindado). Tal como o nome indica, estes cabos consistem em pares de fios entrelaçados de acordo com a cor, num total de 4 pares. Considerando que o cabo apresenta a ligação *standard* e respeita a norma T-568B (Figura 4.8), torna-se necessário determinar quais são os pinos apropriados para transferir os dados pretendidos. Para tal, comecemos por especificar qual a função de cada um dos pinos destas fichas, para a norma T-568B (Tabela 4.4).

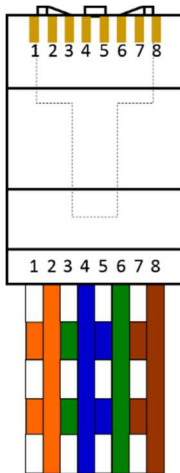


Figura 4.8 Ficha 8P8C (comummente designada por RJ45) utilizada na integração da placa microcontroladora com o transdutor de pressão (norma T-568B).

Tabela 4.4 Descrição dos pinos das fichas 8P8C, de acordo com a cor e a sua função. Adaptado de [32].

Pino	Par	Cor	Função
1	2	Laranja/Branco	TX+ (Transmite Dados +)
2		Laranja	TX- (Transmite Dados -)
3	3	Verde/Branco	RX+ (Recebe Dados +)
4	1	Azul	Não conectado
5		Azul/Branco	Não conectado
6	3	Verde	RX- (Recebe Dados -)
7	4	Castanho/Branco	Não conectado
8		Castanho	Não conectado

Uma vez que dois dos pinos da ficha deverão estar associados à alimentação é então necessário verificar quais são os mais apropriados para tal função. Acabou por se verificar que os pinos mais adequados são o 4 e 5, para tensão positiva, e o 7 e 8, para tensão negativa [33]. Assim sendo, optou-se por seleccionar os pinos, de acordo com as respectivas funções, tal como apresentado na Tabela 4.5.

Com base na função de cada um dos pinos procedeu-se, então, à sua soldadura nos respectivos locais da placa microcontroladora, tal como se pode observar na Figura 4.9. Criou-se, assim, uma forma de transmissão dos fluxos de dados entre a placa microcontroladora e o transdutor de pressão. O transdutor é o responsável pela transmissão dos dados (*slave*), respeitando as instruções dadas pela placa microcontroladora, que é a encarregue da alimentação e do envio do SCL (*master*).

Tabela 4.5 Pinos da ficha 8P8C seleccionados para estabelecerem a comunicação que permite a integração da placa microcontroladora e do transdutor de pressão.

Pino	Cor	Função na comunicação
1	Laranja/Branco	SDA
2	Laranja	---
3	Verde/Branco	---
4	Azul	VDD=3,3 V
5	Azul/Branco	GND
6	Verde	SCL
7	Castanho/Branco	Não conectado
8	Castanho	Não conectado

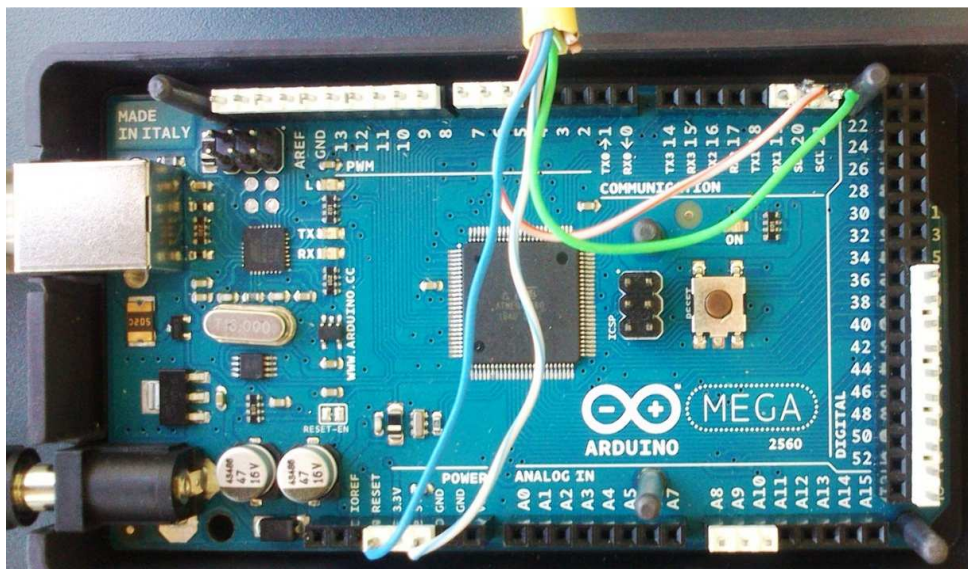


Figura 4.9 Soldadura dos fios do cabo 8P8C, cuja função está indicada na Tabela 4.5, à placa microcontroladora. (Ligação dos fios à placa microcontroladora: Fio Laranja/Branco soldado ao pino 20 (SDA); Fio Verde soldado ao pino 21 (SCL); Fio Azul soldado ao pino 3,3V; Fio Azul/Branco soldado ao pino GND).

4.2.3 Frequência da recolha dos dados

Com o objectivo de se utilizar uma taxa de amostragem adequada ao presente estudo, consultou-se a literatura, de forma a obter o valor comum de taxa respiratória. Verificou-se que esse valor é, em média, para adultos, 12 respirações/minuto [22], o que corresponde a uma frequência de 0,2 Hz. Porém, no caso de respirações anormais, em adultos, esse valor poderá variar entre 14 e 36 respirações/minuto [34], o que corresponde a frequências entre os 0,23 e 0,6 Hz. Já no caso de crianças e adolescentes esse valor poderá variar ainda mais. Considerando esta informação optou-se, então, por fazer medições do sinal digital com uma frequência de 4 Hz.

4.2.4 Programação do microcontrolador

De forma a estabelecer a real comunicação entre o microcontrolador, presente na placa microcontroladora, e o transdutor de pressão é, também, necessário programá-lo. A programação foi realizada, com recurso à linguagem C/C++, em ambiente de desenvolvimento e programação *Arduino v1.5.2.*

A estrutura básica do programa, esquematizada na Figura 4.10, é muito simples, uma vez que o *Arduino* possui inúmeras bibliotecas, que facilitam bastante a programação.

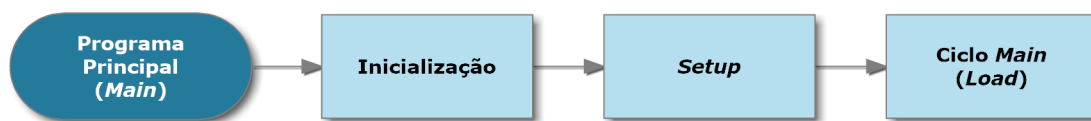


Figura 4.10 Esquema da estrutura básica do programa desenvolvido em ambiente *Arduino*.

De seguida especifica-se o funcionamento de cada uma das partes integrantes do programa principal.

4.2.4.1 Inicialização

Esta é a parte inicial do programa principal que consiste na definição das variáveis globais e no *include* das bibliotecas necessárias ao desenvolvimento deste. Neste caso só se utilizou a biblioteca *Wire* [35], que irá permitir estabelecer a comunicação I²C entre o transdutor de pressão e o microcontrolador, de forma bastante simplificada.

4.2.4.2 Setup

Esta é a primeira rotina a ser executada, sendo executada apenas uma vez, após o microcontrolador iniciar, ou sofrer “*reset*”. Esta compreende apenas duas etapas:

- 1) Inicia a comunicação série, definindo a taxa de transmissão de dados (*Baud Rate*) como sendo 9600 bps (*bits* por segundo), através de “*Serial.begin(9600)*”;
- 2) Inicializa a biblioteca *Wire*, que permite estabelecer a comunicação I²C entre o transdutor (*slave*) e o microcontrolador (*master*), através de “*Wire.begin()*”;

4.2.4.3 Ciclo *Main (Load)*

Esta rotina, esquematizada na Figura 4.11, permite estabelecer a comunicação I²C, propriamente dita, entre o microcontrolador e o transdutor de pressão. É esta que possibilita a recolha dos dados do transdutor em 2 *bytes*, bem como a sua conversão em valor decimal, seguido de conversão para valor físico de pressão, com o seu posterior envio, através da porta série USB, para o computador. O envio dos dados pela porta série é regulado por um *delay* constante de 250 ms (estabelecido com base na frequência com que se pretendem recolher os dados).

Esta rotina começa por ser executada verificando-se se foi enviado algum comando, através da porta série, do computador para o arduino. Se o comando recebido pelo arduino for “S” altera-se o valor da constante de controlo (Flag) de 0 para 1, enquanto que se o comando for “N” o valor da Flag será alterado para 0. Caso o valor da Flag esteja definido como 1 inicia-se a comunicação I²C entre o arduino (*master*) e o transdutor de pressão (*slave*), através da função ‘*beginTransmission(endereço)*’, pertencente à biblioteca *Wire*. O argumento desta função é o endereço I²C do *slave*, que no caso, tal como se pode consultar na Tabela 4.2, é 64 (valor decimal). De seguida, o transdutor de pressão, tal como expresso na sua *datasheet* (Anexo II), activa as suas medições quando o arduino lhe envia o comando 00xF1, recorrendo, para isso, à função ‘*write()*’. Após o transdutor receber este comando, executa-o e termina a transmissão (função ‘*endTransmission()*’).

Sabendo que uma medição do transdutor integra 2 *bytes*, solicita-se-lhe isso mesmo, através de ‘*requestFrom(endereço, númeroBytes)*’, em que o *endereço* é o já referido e o argumento *númeroBytes* deverá ser 2. Verifica-se, através da função ‘*Wire.available()*’, se estão disponíveis todos os *bytes* necessários para efectuar a leitura. Assim sendo, se existirem 2 *bytes* disponíveis, prossegue-se com a sua leitura sequencial.

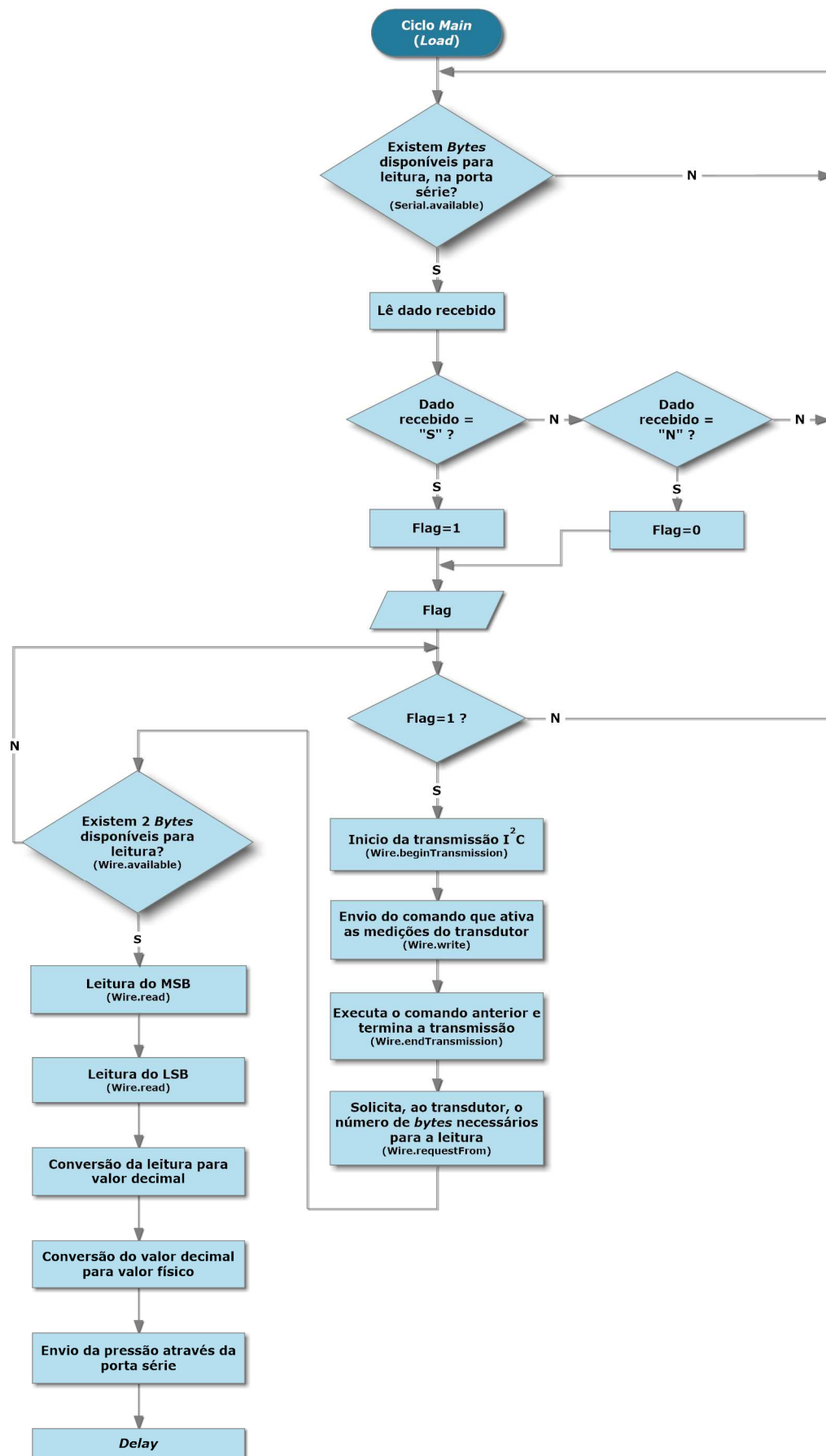


Figura 4.11 Esquema do fluxo de execução da rotina “Main (Load)”.

O primeiro *byte* a ser lido, através da função ‘*read()*’, corresponde ao mais significativo (MSB, do inglês *Most Significant Byte*), seguindo-se o menos significativo (LSB, do inglês *Least Significant Byte*). Ao receber estes 2 *bytes* torna-se necessário convertê-los em valor decimal, pelo que se começou por fazer a integração dos 16 *bits* (8 *bits* de cada leitura), executando-se para isso a operação apresentada na equação 4.1:

$$\text{Integração}(16 \text{ bits}) = \text{MSB} \ll 8 \mid \text{LSB} \quad (\text{Equação 4.1})$$

em que o operador ‘ \ll ’ permite colocar o MSB 8 *bits* à esquerda. O operador ‘ \mid ’, sendo a operação lógica OR binária², vai actuar *bit* a *bit* no *byte* LSB, o que neste caso vai ser equivalente a coloca-lo à direita do *byte* MSB. Observe-se a Figura 4.12 para uma melhor compreensão. Após a conversão do valor binário em valor decimal avança-se com a conversão para valor físico, tal como indicado na *datasheet* do transdutor, ou seja, divide-se o valor decimal pelo factor de escala apropriado (60 Pa⁻¹).

Após a leitura e a conversão envia-se, então, o valor de pressão através da porta série, sendo que o valor é enviado no formato P#, onde # é o valor lido pelo transdutor, já convertido em unidades físicas de pressão.

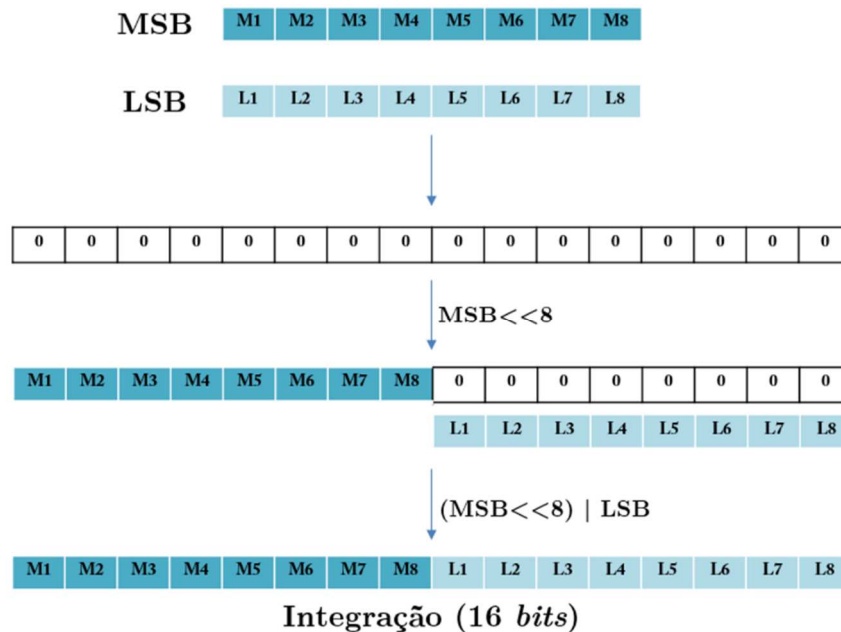


Figura 4.12 Esquema ilustrativo da integração dos dois *bytes* lidos pelo transdutor de pressão, MSB e LSB, a partir da operação apresentada na equação 4.1.

² Se um dos *bits* comparados (ou ambos) for (forem) igual (iguais) a 1 a expressão retorna 1, sendo que se os dois bits comparados forem iguais a 0, a expressão retorna 0.

4.2.5 Protocolo de comunicação série

O protocolo de comunicação série é estabelecido entre o arduino e o computador, de forma a ser possível enviar os comandos de controlo até ao arduino e a enviar os dados de pressão, lidos pelo transdutor, até ao computador. A comunicação é realizada através da ligação, de um cabo USB, à ficha USB do tipo B fêmea, presente no arduino. Esse cabo foi, posteriormente, cortado e os seus fios foram soldados aos pinos de uma ficha USB do tipo A fêmea, que se encontra no painel da caixa principal que constitui o protótipo. Essa ligação foi realizada de acordo com as especificações das fichas USB, que se encontram representadas e descritas na Figura 4.13 e na Tabela 4.6, respectivamente.

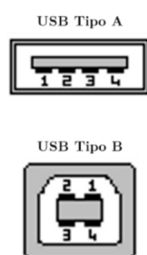


Figura 4.13 Representação das fichas USB fêmeas, do tipo A e B.

Tabela 4.6 Descrição dos pinos das fichas USB utilizadas. Adaptado de [36].

Pino	Cor	Descrição
1	Vermelho	+5 Vdc
2	Branco	Dados -
3	Verde	Dados +
4	Preto	GND

As principais especificações utilizadas na comunicação série entre o arduino e o computador encontram-se apresentadas na Tabela 4.7.

Tabela 4.7 Principais especificações da comunicação série.

Parâmetro	Descrição
<i>Baud Rate</i>	9600
<i>Data bits</i>	8
<i>Stop bits</i>	1
Paridade	Não

Os comandos transmitidos através da porta série são os seguintes:

- 1) Comandos enviados pelo computador:
 - a. “S” – permite iniciar a aquisição dos dados;
 - b. “N” – permite terminar a aquisição de dados.
- 2) Comando enviados pelo arduino:
 - a. O arduino envia uma *string*, no formato P#, para o computador, onde # representa o valor lido pelo transdutor, convertido em unidades físicas de pressão (Pa).

4.2.6 Caixa principal do protótipo

Na Figura 4.14 é possível observar a caixa principal que constitui o protótipo. Esta caixa pode ser designada como o centro de operações, uma vez que é no painel desta que se encontram o interruptor, que permite ligar a alimentação, a ficha 8P8C, que permite ligar o cabo proveniente da caixa que acondiciona o transdutor (ligação transdutor <-> arduino) e a ficha USB, que permite estabelecer a comunicação entre o arduino e o computador, através de cabo USB.



Figura 4.14 Caixa principal do protótipo, onde são visíveis as várias fichas de painel, bem como as respectivas ligações. (Cabo preto ->alimentação; Cabo cinzento ->ligação ao computador, por cabo USB; Cabo amarelo ->ligação à caixa que acondiciona o transdutor de pressão, através de cabo 8P8C).

4.3 Aquisição de dados no computador

De forma a testar o protótipo e a obter uma ferramenta de trabalho simples para o utilizador, desenvolveu-se a programação de processamento e representação dos dados recolhidos através do transdutor de pressão. Para isso, foi necessário desenvolver uma interface em ambiente LabVIEW. Esta ferramenta permite monitorizar as pressões medidas em tempo real, fazendo a sua representação e permitindo guardar os dados recolhidos.

Para que os dados fossem recebidos no computador utilizou-se um cabo USB, ligado à ficha USB do painel da caixa principal do protótipo e ao computador. Em primeiro lugar, antes de executar o programa, o utilizador deverá seleccionar a porta de comunicação de dados série (COM), que dependerá do computador que está a ser utilizado na recolha dos dados.

De uma forma geral, o programa criado pode ser dividido de acordo com 6 rotinas principais, sendo elas:

- 1) Iniciar Aquisição;
- 2) Leitura da Porta Série;

- 3) Guardar Dados;
- 4) Guardar Gráficos;
- 5) Parar Aquisição;
- 6) Terminar Aquisição.

De seguida especifica-se o funcionamento global de cada uma destas rotinas.

4.3.1 Rotina “Iniciar Aquisição”

Na Figura 4.15 apresenta-se o esquema de funcionamento desta rotina, iniciada após comando dado pelo utilizador, como se verá no Capítulo 6. Esta rotina tem continuidade com a rotina “Leitura da Porta Série”.

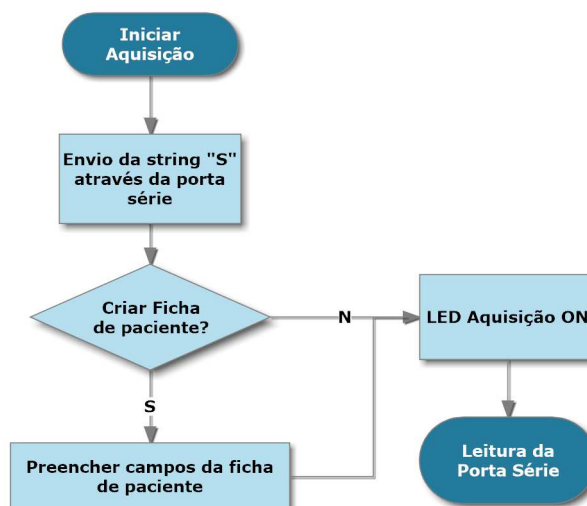


Figura 4.15 Esquema de funcionamento da rotina “Iniciar Aquisição”.

4.3.2 Rotina “Leitura da Porta Série”

Os passos desta rotina (Figura 4.16) são executados continuamente sempre que a leitura da porta série esteja ON, o que é activado pela rotina “Iniciar Aquisição”. Contudo, é de notar que antes de se chegar a esta fase final foi necessário proceder a alguns ajustes e cálculos, tal como indicado na etapa de Processamento. Sendo estes ajustes e cálculos de extrema importância, reserva-se o Capítulo 5 para os descrever.

4.3.3 Rotina “Guardar Dados”

Esta rotina permite gravar os valores associados à pressão nasal, à fase do ciclo respiratório, ao fluxo de ar através do cateter e ao fluxo de ar nasal estimado, bem como o instante temporal correspondente. Esses valores são gravados num ficheiro, no formato de colunas. Para além desses dados, são, também, gravados os dados preenchidos na ficha de paciente, bem como a data e a hora de início e de término do exame realizado e o tipo de cateter utilizado. Na Figura 4.17 encontram-se esquematizadas as principais etapas desta rotina.

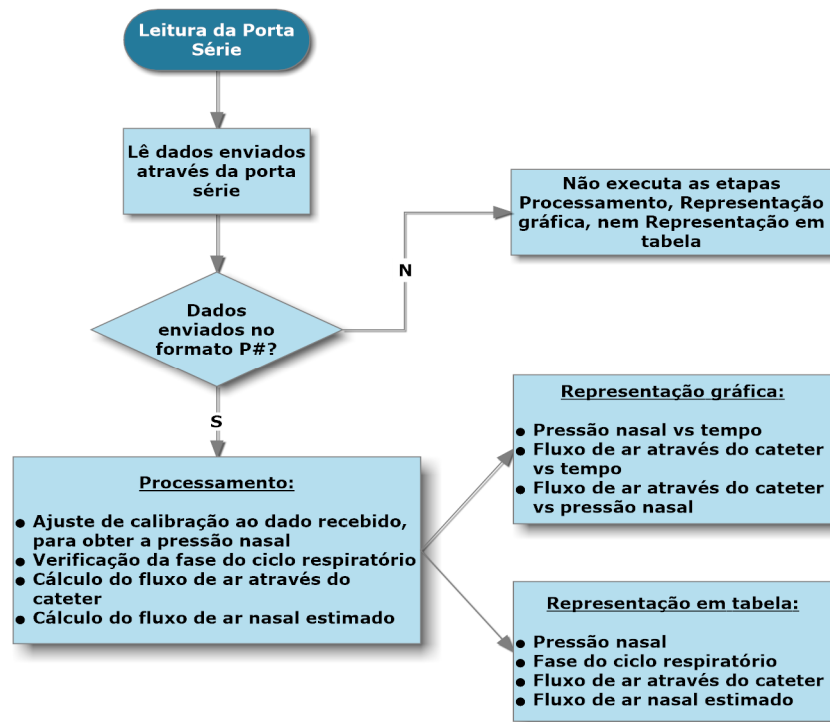


Figura 4.16 Esquema de funcionamento da rotina “Leitura da Porta Série”.

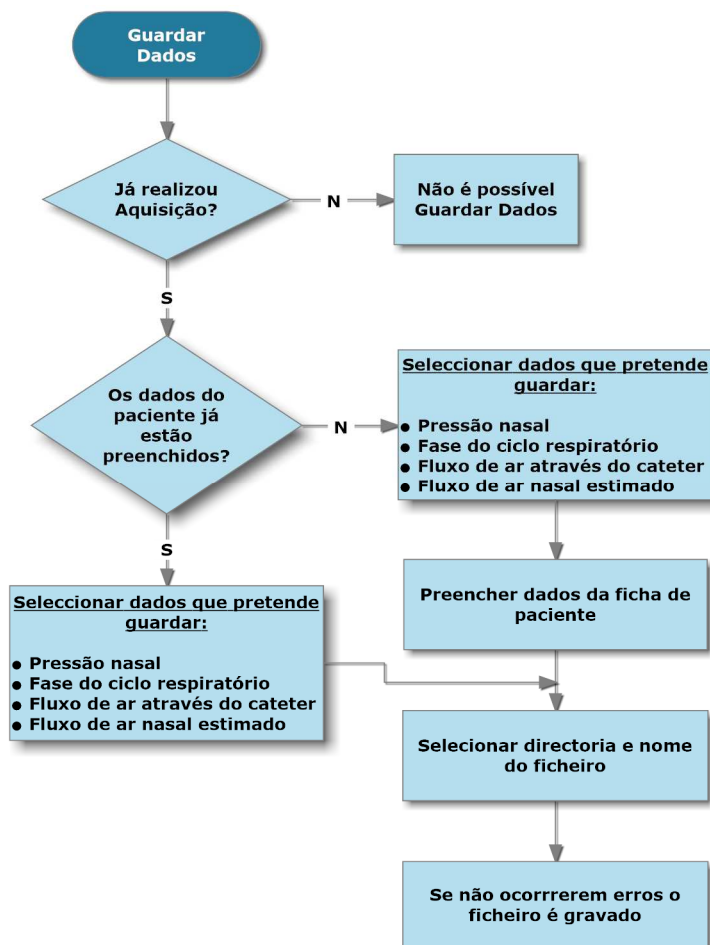


Figura 4.17 Esquema de funcionamento da rotina “Guardar Dados”.

4.3.4 Rotina “Guardar Gráficos”

A rotina “Guardar Gráficos” (Figura 4.18) tem uma estrutura semelhante à “Guardar Dados”, sendo que neste caso é possível gravar os gráficos, cujas representações se podem visualizar na interface. Os gráficos são gravados no formato de imagem *bitmap* (.bmp).

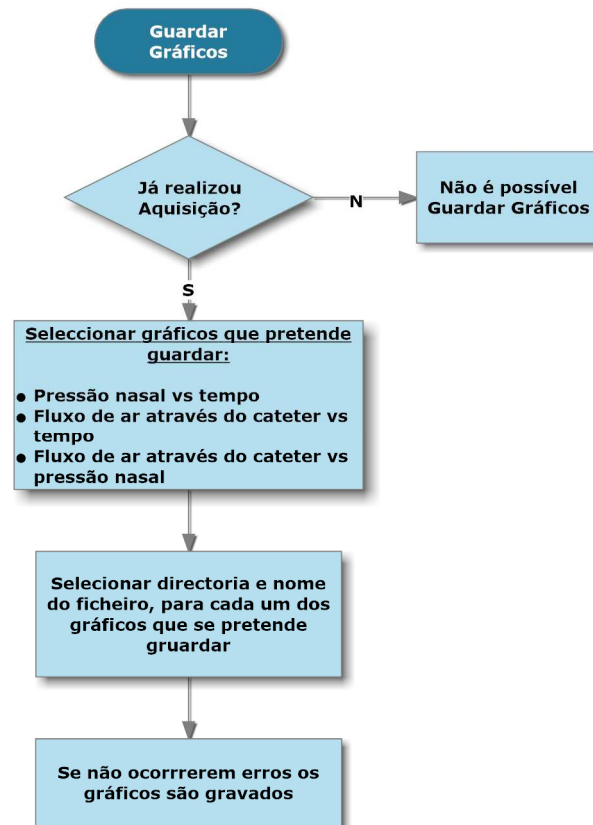


Figura 4.18 Esquema de funcionamento da rotina “Guardar Gráficos”.

4.3.5 Rotina “Parar Aquisição”

Esta rotina tem a função de fazer uma pausa na aquisição, sendo que esta é responsável por desligar o LED Aquisição e por parar a leitura da porta série, através do envio do comando “N”.

4.3.6 Rotina “Terminar Aquisição”

A rotina “Terminar Aquisição” é a responsável pelo encerramento da aquisição, sendo que antes de o fazer permite ao utilizador guardar um ficheiro de dados semelhante ao gravado na rotina “Guardar Dados”, mas que tem ainda os dados de controlo referentes às leituras realizadas pelo transdutor, antes destas sofrerem qualquer tipo de processamento. Para além disso possibilita, também, que seja guardado o gráfico temporal referente à pressão dada pelo sensor.

Capítulo 5

Fases da aquisição de dados

Tal como expresso no capítulo 4.3.2, antes de se chegar à fase final da aquisição de dados, foi necessário recorrer a uma série de ajustes e cálculos, de forma a obter os valores pretendidos, a partir dos dados em bruto, lidos directamente através do transdutor de pressão.

Começemos por apresentar a modelação do sistema montado, prosseguindo-se com a explicação dos ajustes e cálculos efectuados.

5.1 Modelação do sistema de condutas

O sistema de condutas montado pode ser equiparado a uma conduta de ar com um estrangulamento, que corresponde ao cateter, ou seja, um sistema em que se verifica uma diminuição do diâmetro da conduta, tal como apresentado na Figura 5.1.

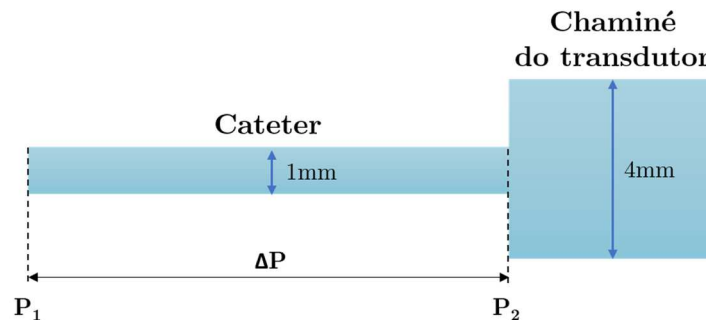


Figura 5.1 Representação do sistema de condutas de ar montado, em que se verifica uma diminuição do diâmetro da conduta, causada pela introdução do cateter.

Pela Figura 5.1 é fácil concluir que a pressão no ponto P_1 será dada pela expressão 5.1:

$$P_1 = P_2 + \Delta P \quad (\text{Equação 5.1})$$

Sendo P_1 a pressão medida no nariz e P_2 a pressão lida pelo transdutor torna-se, então, necessário estabelecer uma relação entre estes dois valores, de forma a obter a pressão que está a ser medida no nariz, a partir da pressão lida pelo transdutor. Assim, será necessário determinar qual a queda de pressão ΔP que ocorre no cateter, resultante do pequeno calibre deste.

Como o cateter é um tubo de secção circular, considerando que a porção do fluxo de ar que o atravessa, e que chega ao sensor, é laminar e sabendo que o ar é considerado como um fluido viscoso, pela Lei de Hagen-Poiseuille [37] obtém-se a relação dada pela equação 5.2:

$$\Delta P = \frac{8 \eta L}{\pi R^4} Q \quad (\text{Equação 5.2})$$

A equação anterior permite, assim, obter a relação entre a queda de pressão (ΔP) que ocorre no cateter, de comprimento L e raio R , e o fluxo de ar (Q), que o atravessa, que por sua vez apresenta uma viscosidade η . Porém há que considerar que a equação 5.2 assume que o fluido é incompressível, newtoniano e laminar, ao longo de uma conduta com uma área de secção circular constante.

Considerando a equação 5.2 poder-se-ia, então, estimar qual a queda de pressão verificada ao longo do cateter, porém, seria necessário obter a informação acerca do fluxo de ar que passava através do cateter, em cada instante. Tal seria exequível, contudo esta não foi a estratégia adoptada, uma vez que seria necessário definir parâmetros bastante rígidos, no que toca ao comprimento e raio do cateter utilizado. Para além disso, o fluxo de ar teria de ser laminar, o que pode não se verificar, uma vez que, na grande maioria das estruturas da cavidade nasal, este é turbulento, tal como mencionado na secção 3.2.

5.2 Estratégia adoptada para determinar a pressão nasal

Com o objectivo de se proceder ao cálculo da queda de pressão que ocorre no cateter, de forma a determinar qual a pressão medida no nariz, a partir da leitura do transdutor, optou-se por realizar um procedimento constituído por duas etapas. A primeira etapa corresponde à calibração dos valores medidos pelo transdutor, tendo como base a manometria padrão. Já a segunda permitiu, também com base na manometria padrão, estabelecer uma relação que possibilita obter a pressão no nariz. De seguida é especificada cada uma delas. No entanto, é de ressaltar que as relações apresentadas só foram obtidas através de medidas directas para o caso das pressões maiores ou iguais a zero. No caso das pressões negativas assumiu-se que existiria uma simetria dos dados. A análise gráfica e o cálculo dos ajustes foram realizados em ambiente *Origin*.

Antes de mais, comecemos por apresentar a técnica de manometria padrão utilizada.

5.2.1 Manometria padrão

De acordo com os objectivos anteriormente enunciados, construiu-se um manómetro de tubo em U, ilustrado na Figura 5.2.



Figura 5.2 Manómetro de tubo em U construído e utilizado como sistema padrão.

No manómetro construído, o fluido utilizado foi a água, de densidade $1 \times 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$. Uma das extremidades do tubo em U foi ligada ao sistema, como se verá mais à frente, sendo que a outra ficou exposta à pressão atmosférica (P_{atm}). Assim sendo, estabelece-se a relação 5.3 [38]:

$$\Delta P = P - P_{atm} = \rho g \Delta h \quad (\text{Equação 5.3})$$

Pela equação 5.3 calcula-se, assim, a pressão manométrica, dada por $P - P_{atm}$, onde ρ é a densidade da água, g é a aceleração da gravidade ($9,80 \text{ m.s}^{-2}$) e Δh é a diferença de altura entre as duas colunas do líquido. De notar que no presente estudo a equação 5.3 demonstra ser bastante útil uma vez que todas as medições de pressão que irão ser realizadas são sempre em relação à pressão atmosférica.

5.2.2 Calibração dos valores lidos pelo transdutor

Apesar do transdutor vir acompanhado por um certificado de calibração, optou-se por estabelecer uma relação entre os valores medidos por si e os valores obtidos através de manometria padrão.

Assim sendo, montou-se um sistema no qual se realizam medições de pressão no manómetro, em paralelo, com as medições realizadas pelo transdutor, tal como ilustrado na Figura 5.3.

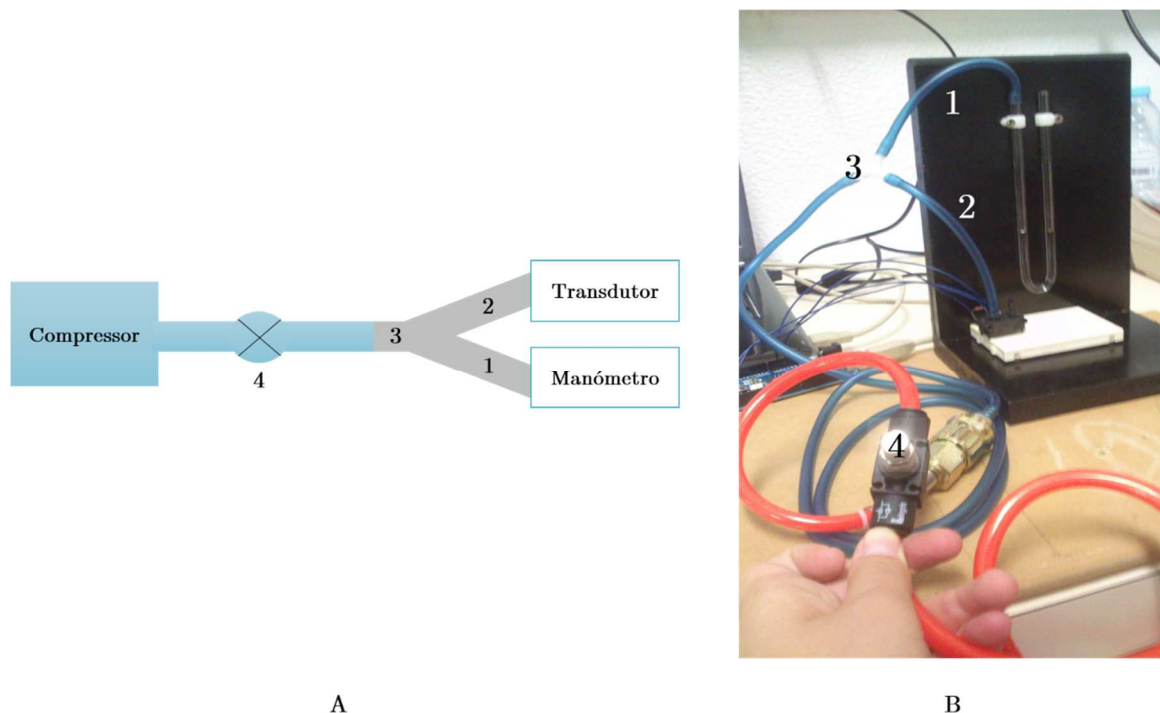


Figura 5.3 Sistema montado para efectuar a calibração dos valores lidos pelo transdutor. Montagem com medições em paralelo do manómetro padrão (1) e do transdutor (2), graças à derivação em Y (3). O fluxo de ar foi gerado através de um compressor e controlado a partir de uma válvula de agulha (4). A – esquema de montagem idealizado; B – esquema montado.

O sistema montado consistiu na geração de um fluxo de ar através de um compressor. Esse fluxo de ar, desconhecido, foi depois regulado através de uma válvula de agulha. Registaram-se, em paralelo, os valores medidos pelo transdutor (em interface LabVIEW) e determinou-se a diferença de altura entre as colunas de água do manómetro. De seguida analisaram-se os resultados adquiridos, calculou-se a pressão obtida através do manómetro (pela equação 5.3), e representou-se graficamente os valores da pressão do manómetro em função dos da pressão lida pelo sensor. A partir desses pontos determinou-se a curva que permitia o melhor ajuste aos dados e obteve-se a curva de calibração, apresentada no Apêndice I - A. A relação 5.4 corresponde à equação da curva de calibração obtida:

$$P_{manómetro} = P_{tc} = 0,95505 \times P_{transdutor} \quad (\text{Equação 5.4})$$

5.2.3 Determinação da pressão nasal

De forma a determinar a pressão nasal estabeleceu-se a relação entre os valores lidos pelo sensor e os valores obtidos através da manometria padrão. Assim sendo, montou-se um sistema semelhante ao descrito no capítulo 5.2.2, mas em que se introduziu o cateter, tal como se encontra representado na Figura 5.4.

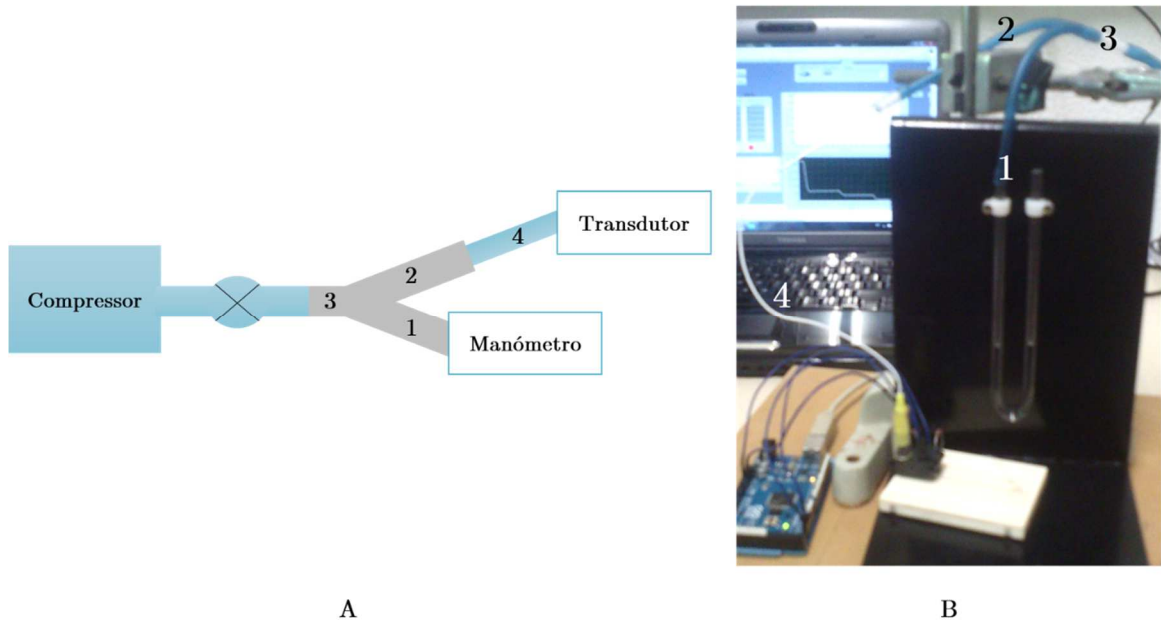


Figura 5.4 Sistema montado para estabelecer a relação entre os valores lidos pelo transdutor (com a introdução do cateter) e os valores do manómetro. Montagem com medições em paralelo do manómetro padrão (1) e do transdutor (2), graças à derivação em Y (3). O cateter (4) vai ser responsável por uma queda de pressão, pelo que a pressão lida pelo transdutor será inferior à medida através do manómetro padrão. A – esquema de montagem idealizado; B – esquema montado.

De uma forma geral, o sistema montado nesta etapa funciona da mesma forma que o descrito no capítulo 5.2.2. A diferença reside no facto de se ter introduzido o cateter, que, tal como explicado no capítulo 5.1, vai gerar uma queda de pressão. Assim sendo, a pressão lida pelo transdutor será sempre inferior à pressão real no nariz. De forma a ser possível determinar qual a pressão no nariz, estabeleceu-se, então, a relação entre a pressão lida no manómetro, que funciona como sendo a pressão no nariz, e a pressão lida pelo transdutor. Logo, adquiriram-se os dados em paralelo, tendo-se prosseguido com a determinação do valor de pressão do transdutor, após calibração, através da equação 5.4. Em seguida, representaram-se os valores de pressão obtidos a partir do manómetro em função dos valores de pressão do transdutor, já calibrados. Determinando, mais uma vez, o melhor ajuste aos pontos obteve-se a curva de calibração, sub-dividida em quatro ramos, tal como apresentado no Apêndice I – B. A relação estabelecida entre a pressão medida no nariz (P_n) e a leitura de pressão dada pelo transdutor calibrado (P_{tc}) é representada pela equação 5.5, no intervalo $P_{tc} < -100 Pa$, pela equação 5.6, para $-100 \leq P_{tc} \leq 0 Pa$, pela equação 5.7, quando $0 < P_{tc} \leq 100 Pa$ e pela equação 5.8, no caso de $P_{tc} > 100 Pa$:

$$P_n = 1,50418 P_{tc} - 130,43176 \quad (\text{Equação 5.5})$$

$$P_n = 4,72255 \times 10^{-5} P_{tc}^3 + 0,01662 P_{tc}^2 + 3,84618 P_{tc} \quad (\text{Equação 5.6})$$

$$P_n = 4,72255 \times 10^{-5} P_{tc}^3 - 0,01662 P_{tc}^2 + 3,84618 P_{tc} \quad (\text{Equação 5.7})$$

$$P_n = 1,50418 P_{tc} + 130,43176 \quad (\text{Equação 5.8})$$

Considerando os ajustes sequenciais apresentados, respectivamente, no capítulo 5.2.2 e 5.2.3, é possível obter a pressão nasal a partir da leitura de pressão, realizada pelo transdutor. Assim sendo, através desses mesmos cálculos, concluiu-se o primeiro passo da etapa de Processamento, apresentado na rotina Leitura da Porta Série, do capítulo 4.3.2.

5.3 Especificação da fase do ciclo respiratório

Durante o ciclo respiratório ocorrem alterações ao nível do volume torácico, que por sua vez induzem alterações a nível do volume alveolar. Essas alterações de volume contribuem, assim, para a diminuição ou aumento da pressão nos alvéolos, em relação à pressão barométrica do ar no exterior do corpo humano, cujos fisiologistas consideram como possuindo o valor zero. Na fase de inspiração a pressão nos alvéolos diminui em relação à pressão barométrica do ar, caindo até cerca de -1 cmH₂O (aproximadamente -98 Pa). Por outro lado, durante a fase de expiração, a pressão alveolar é superior à pressão barométrica do ar, aumentando até cerca de 1 cmH₂O [22]. Estas alterações na pressão alveolar encontram-se representadas na Figura 5.5.

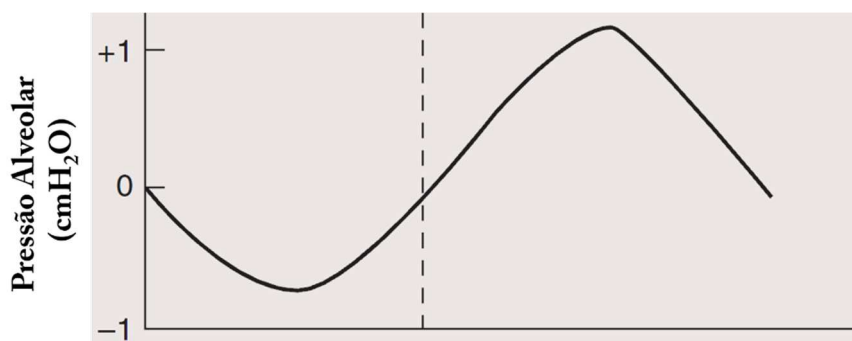


Figura 5.5 Variação da pressão alveolar ao longo da fase inspiratória (parte esquerda do gráfico) e da fase expiratória (parte direita do gráfico). Adaptado de [22].

Desta forma, conclui-se que durante a fase inspiratória a pressão a nível nasal deverá ser negativa, enquanto na fase expiratória deverá ser positiva. Com base nesta relação foi, então, possível especificar qual a fase do ciclo respiratório a que estava associada a medição da pressão nasal realizada.

5.4 Cálculos de fluxo de ar

De acordo com o funcionamento do transdutor de pressão utilizado (capítulo 4.1.2) verificou-se que também seria possível obter o fluxo de ar que atravessa o cateter (igual ao fluxo de ar que passa através do transdutor). Para além disso, a partir desse valor, procedeu-se, ainda, à estimativa do fluxo aéreo nasal, tendo em consideração as proporções da cavidade nasal e do cateter.

5.4.1 Determinação do fluxo de ar que circula através do cateter

Considerando a curva do fluxo em função da pressão diferencial, apresentada na *datasheet* do transdutor de pressão (Anexo II), foi viável determinar qual o fluxo de ar que passa através do cateter, uma vez que este é igual ao que circula pela estrutura do transdutor. A partir do programa *Graph Digitizer* foi possível extrair os valores dessa mesma curva, tendo-se determinado o melhor ajuste a esses pontos, de forma a obter uma equação que possibilitasse descrever esses mesmos dados. A relação entre o fluxo de ar que atravessa o cateter (Q_c) e a pressão diferencial medida pelo transdutor (P_t) é, então, regida pela equação 5.9, no intervalo $P_t < -50 Pa$, pela equação 5.10, para $-50 \leq P_t \leq 50 Pa$ e pela equação 5.11 quando $P_t > 50 Pa$:

$$Q_c = 4,71751 \times 10^{-7} P_t^3 + 5,68748 \times 10^{-4} P_t^2 + 0,35054 P_t - 5,71904 \quad (\text{Equação 5.9})$$

$$Q_c = -7,22624 \times 10^{-16} P_t^9 - 1,20619 \times 10^{-12} P_t^8 + 1,43685 \times 10^{-12} P_t^7 + 6,24311 \times 10^{-9} P_t^6 + 3,89674 \times 10^{-9} P_t^5 - 1,07021 \times 10^{-5} P_t^4 - 2,66526 \times 10^{-5} P_t^3 + 0,00665 P_t^2 + 0,46686 P_t \quad (\text{Equação 5.10})$$

$$Q_c = 4,25531 \times 10^{-7} P_t^3 - 5,17236 \times 10^{-4} P_t^2 + 0,33302 P_t + 8,43204 \quad (\text{Equação 5.11})$$

A representação gráfica da curva, bem como dos respectivos ajustes, é apresentada no Apêndice I – C.

5.4.2 Estimativa do fluxo aéreo nasal

Para estimar o fluxo aéreo nasal foi necessário ter em consideração a área de secção transversal do cateter usado, bem como a área de secção transversal do nariz.

Com base no modelo geométrico do nariz apresentado em [8], considerou-se o nariz como um cilindro, cuja secção transversal era dada por $A_n = \pi R^2$, onde $R = 25 mm$. Uma vez que o cateter é cilíndrico e possui um diâmetro de 1 mm torna-se simples determinar a

sua área de secção transversal (A_c). Observando a Figura 5.6 é possível concluir que o fluxo de ar que circula através do cateter (Q_c) é uma parcela do fluxo aéreo nasal total (Q_n).

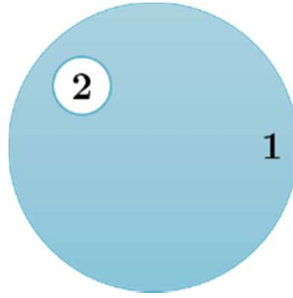


Figura 5.6 Representação da área de secção transversal do nariz (1) e do cateter (2).

O fluxo aéreo nasal total, em L/s, poderá, assim, ser calculado através da equação 5.12:

$$Q_n = Q_c \frac{A_n}{A_c} \times \frac{1 \times 10^{-3}}{60} \quad (\text{Equação 5.12})$$

onde Q_c é o fluxo de ar que circula através do cateter, em mL/min, e $A_n = (25 \times 10^{-3})^2 \pi$, em m^2 , e $A_c = (0,5 \times 10^{-3})^2 \pi$, em m^2 .

Os dados assim obtidos são apenas uma estimativa daquele que poderá ser o valor real do fluxo de ar nasal. Tal deve-se ao facto de se considerar o nariz como uma estrutura cilíndrica, de diâmetro fixo de 50 mm, o que poderá não traduzir a realidade. As dimensões da cavidade nasal podem variar bastante de indivíduo para indivíduo, para além de que a estrutura do nariz é melhor definida como um trapézio. Assim sendo, conclui-se que esta estimativa apresenta algumas limitações.

Capítulo 6

Interface Gráfica

A interface gráfica foi desenvolvida com o objectivo de ser intuitiva e de fácil utilização, sendo responsável pelo controlo do protótipo desenvolvido. Aqui é possível adquirir os dados referentes ao transdutor de pressão e representá-los em tempo real.

De uma forma geral, a interface está estruturada em 2 painéis principais, sendo eles o Sistema de Aquisição e o Controlo do Sistema.

O painel de Sistema de Aquisição, como é visível pela Figura 6.1, pode ser subdividido em 6 áreas principais, a saber-se:

- 1) Controlo do estado de aquisição;
- 2) Guardar os dados adquiridos;
- 3) Informação dos dados de paciente;
- 4) Representações gráficas;
- 5) Representações em tabela;
- 6) *Home*.

Já o painel de Controlo do Sistema, representado na Figura 6.2, apresenta:

- 1) Representação gráfica da pressão lida pelo sensor (como controlo);
- 2) Representação em tabela da pressão lida pelo sensor (como controlo);
- 3) Configuração do sistema (configuração da porta série e definição do tipo de cateter utilizado no exame).

Na interface é comum, aos 2 painéis principais, o botão de Ajuda e de Terminar Aquisição.

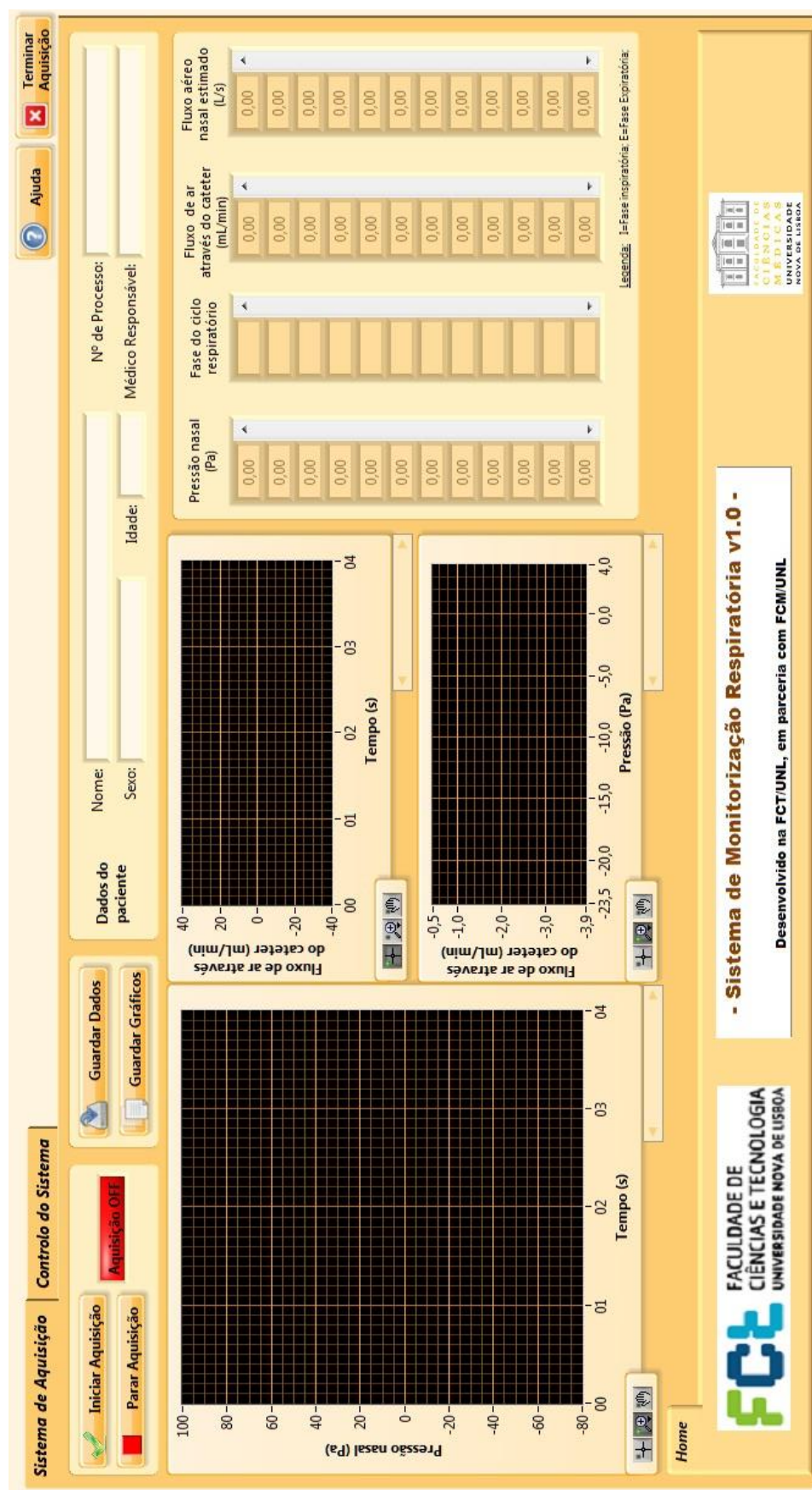


Figura 6.1 Interface gráfica do programa de controlo do Sistema de Monitorização Respiratória, com ênfase para o painel do Sistema de Aquisição.

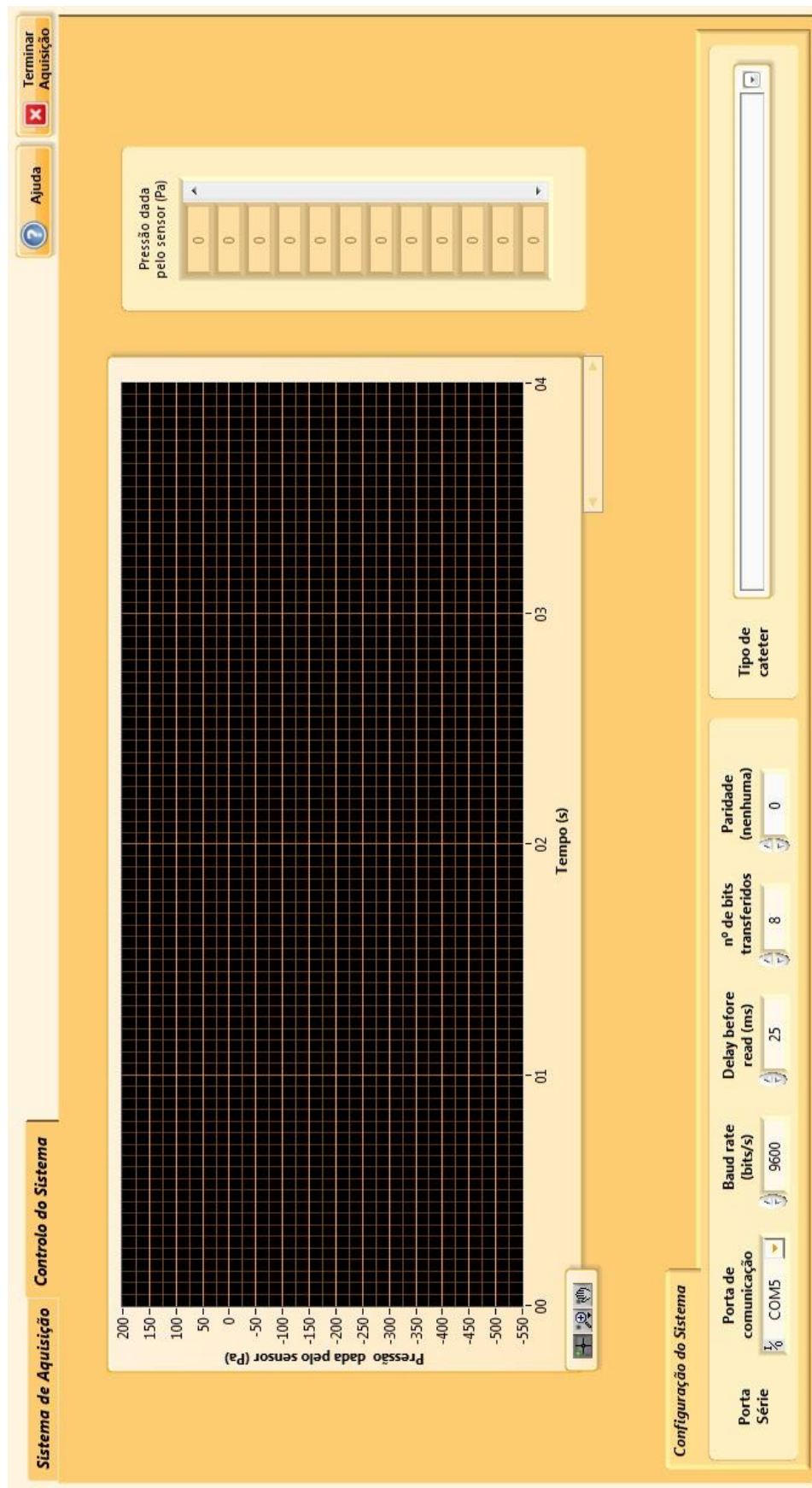


Figura 6.2 Interface gráfica do programa de controlo do Sistema de Monitorização Respiratória, com ênfase para o painel de Controlo do Sistema.

6.1 Funcionalidades

No Apêndice II encontra-se uma tabela que resume as funcionalidades da interface gráfica. Todas as rotinas mencionadas de seguida dizem respeito às apresentadas no capítulo 4.3.

6.1.1 Sistema de Aquisição

6.1.1.1 Controlo do estado de aquisição

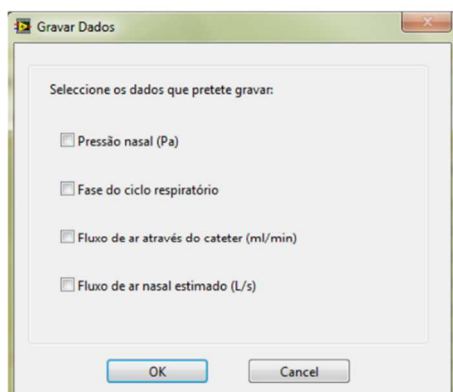
Permite controlar a aquisição de dados através da porta série, a partir dos botões indicados na Figura 6.3. Para iniciar a aquisição é necessário premir o botão Iniciar Aquisição, que permitirá a execução sequencial das rotinas “Iniciar Aquisição” e “Leitura da Porta Série”. Para parar temporariamente a aquisição é necessário pressionar o botão Parar Aquisição, sendo que para recomeçar esta basta voltar a premir o botão Iniciar Aquisição. O LED Aquisição OFF/ON indica, respectivamente, se a aquisição está desactivada (cor vermelha) ou activada (cor verde).



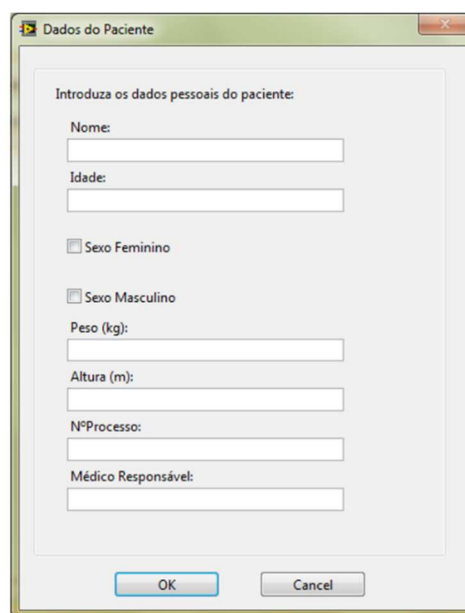
Figura 6.3 Botões da área Controlo do estado de aquisição da interface do Sistema de Monitorização Respiratória.

6.1.1.2 Guardar os dados adquiridos

O botão Guardar Dados está associado à rotina “Guardar Dados” e permite exportar os valores adquiridos para um ficheiro organizado em colunas, em que a primeira corresponde aos instantes temporais. Os dados a gravar deverão ser seleccionados pelo utilizador (Figura 6.4 - A). Para além dos valores numéricos, nesse mesmo ficheiro, são, ainda, guardados os dados pessoais relativos ao paciente, preenchidos na ficha de paciente (Figura 6.4 - B), bem como a data e hora de início e término do exame, e o tipo de cateter utilizado. Na Figura 6.5 é possível observar, a título de exemplo, um pequeno excerto de um ficheiro guardado a partir da interface.



A



B

Figura 6.4 Janelas associadas à área Guardar os dados adquiridos. A – Janela em que o operador pode seleccionar quais os dados que pretende guardar no ficheiro de colunas; B – Janela da ficha de paciente, onde é possível introduzir os seus dados pessoais.

AquisiçãoInterface - Bloco de notas

Ficheiro Editar Formatar Ver Ajuda

Sistema de Monitorização Respiratória

Dados do Paciente:

Nome: Nome

Idade: Idade

Sexo: Feminino

Peso: 0kg

Altura: 0m

NºProcesso: 1

Médico Responsável: Médico

Data (DD-MM-YYYY): 09/09/2013

Início Aquisição (HH:MM:SS): 14:53:07

Fim Aquisição (HH:MM:SS): 14:54:12

Tipo de Cateter utilizado:

Dados Clínicos:

Legenda: P=Pressão nasal; F=Fase do ciclo respiratório; Qc=Fluxo de ar através do catéter; Qn_e=Fluxo de ar nasal estimado; I=Fase Inspiratória; E=Fase Expiratória

t (s)	P (Pa)	F	Qc (mL/min)	Qn_e (L/s)
0,00	-0,07	I	-0,01	0,00
0,25	-0,07	I	-0,01	0,00
0,50	-0,07	I	-0,01	0,00
0,75	-0,18	I	-0,02	0,00
1,00	-0,07	I	-0,01	0,00
1,25	-0,07	I	-0,01	0,00
1,50	-0,18	I	-0,02	0,00
1,75	-0,07	I	-0,01	0,00
2,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2,25	-0,84	I	-0,10	0,00
2,50	0,00	0,00	0,00	0,00
2,75	-0,29	I	-0,04	0,00
3,00	-0,07	I	-0,01	0,00
3,25	0,00	0,00	0,00	0,00
3,50	-0,48	I	-0,06	0,00
3,75	0,00	0,00	0,00	0,00
4,00	2,67	E	0,33	0,01
4,25	25,40	E	3,45	0,14
4,50	3,66	E	0,45	0,02
4,75	0,00	0,00	0,00	0,00
5,00	73,76	E	10,90	0,45
5,25	76,97	E	11,35	0,47
5,50	59,32	E	8,75	0,36
5,75	37,72	E	5,34	0,22
6,00	2,13	E	0,26	0,01
6,25	-87,82	I	-10,18	-0,42
6,50	-78,64	I	-8,87	-0,37
6,75	-41,97	I	-4,61	-0,19
7,00	-23,70	I	-2,70	-0,11
7,25	3,66	E	0,45	0,02
7,50	23,70	E	3,20	0,13
7,75	34,65	E	4,86	0,20
8,00	44,72	E	6,45	0,27

Figura 6.5 Excerto de um ficheiro gravado através da interface gráfica, onde se tem uma área dos dados do paciente e uma outra associada aos dados clínicos, que correspondem, respectivamente, aos dados preenchidos na ficha de paciente (Figura 6.4 – B), bem como a algumas informações extra (data, hora de início e término, tipo de cateter utilizado), e aos dados que o operador seleccionou para gravar (Figura 6.4 – A).

De forma análoga, ao premir o botão Guardar Gráficos (associado à rotina “Guardar Gráficos”), o operador também deverá seleccionar, numa janela (Figura 6.6), quais os gráficos que pretende gravar. Os gráficos são gravados em formato *.bmp* com um nome do tipo *data-nº de processo-gráfico*. A *data* corresponde à data em que está a ser guardado, no formato *dia-mês-ano*, o *nº de processo* corresponde à variável gravada na ficha de paciente (associada ao campo Nº Processo) e o *gráfico* corresponde ao tipo de gráfico que está a ser guardado, podendo ser *Pressao* (gráfico temporal da pressão nasal), *FluxoCateter* (gráfico temporal do Fluxo de ar através do cateter) e *FluxoCateterVsPressao* (gráfico do fluxo de ar através do cateter em função da pressão nasal). Na Figura 6.7 encontra-se, como exemplo, um gráfico guardado em ficheiro *.bmp*.

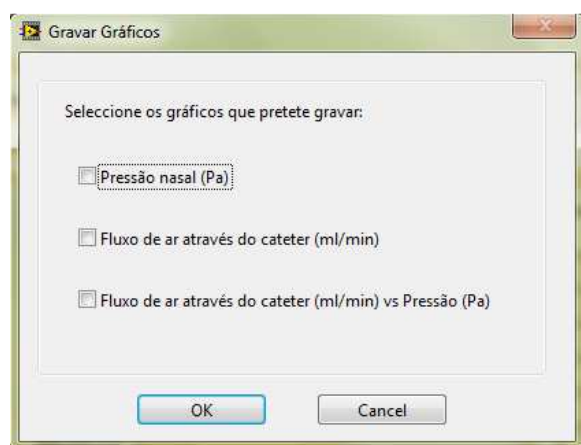


Figura 6.6 Janela em que o operador pode seleccionar quais os gráficos que pretende guardar em ficheiro do tipo *.bmp*.

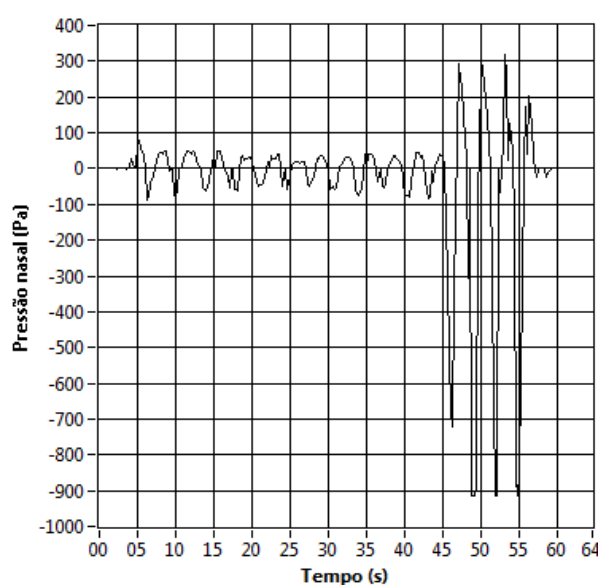


Figura 6.7 Exemplo de um gráfico temporal de pressão nasal, gravado em formato *.bmp*.

6.1.1.3 Informação dos dados de paciente

Esta área da interface gráfica (Figura 6.8) tem como objectivo permitir a visualização dos dados do paciente, preenchidos na respectiva ficha (Figura 6.4 – B). É de notar que apenas os dados mais importantes são aqui mostrados.

 A imagem mostra uma interface de formulário com o título "Dados do paciente" em um campo amarelo destacado. Abaixo, há campos de entrada para: "Nome:", "Nº de Processo:", "Sexo:", "Idade:" e "Médico Responsável:". Os campos "Nome:" e "Sexo:" estão na primeira linha, "Nº de Processo:" na segunda, e "Idade:" e "Médico Responsável:" na terceira.

Figura 6.8 Indicadores dos dados do paciente, preenchido na ficha de paciente. Aqui são apresentados, somente, os dados mais significantes, sendo eles o Nome, Sexo, Idade, Nº de Processo e o Médico Responsável.

6.1.1.4 Representações gráficas

A área das representações gráficas, apresentada na Figura 6.9, permite visualizar os gráficos associados aos dados recolhidos em tempo real. É possível observar a evolução temporal quer da Pressão Nasal, quer do Fluxo de ar através do cateter, onde o eixo OX (em ambos) indica o tempo, em segundos, e o eixo OY (respectivamente) a pressão nasal, em Pa, e o fluxo de ar através do cateter, em mL/minuto. Para além destes dois gráficos está, ainda, disponível um terceiro, que representa o fluxo de ar através do cateter em função da pressão nasal.

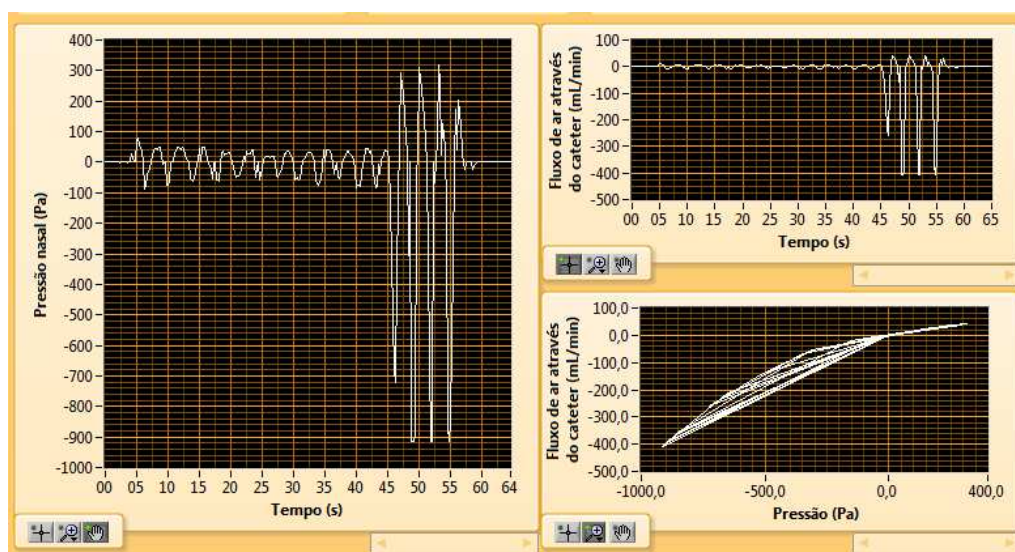


Figura 6.9 Representações gráficas dos dados recolhidos em tempo real. O gráfico da esquerda representa a evolução temporal da pressão nasal. À direita, o gráfico de cima representa a evolução temporal do fluxo de ar através do cateter e o de baixo o fluxo de ar através do cateter em função da pressão nasal.

6.1.1.5 Representações em tabela

Nesta área, como é visível pela Figura 6.10, apresentam-se os valores numéricos associados aos dados recolhidos em tempo real.

Figura 6.10 Representação numérica dos dados recolhidos em tempo real. Da esquerda para a direita tem-se: pressão nasal, em Pa, fase do ciclo respiratório (0, I - Inspiração ou E - Expiração), fluxo de ar através do cateter, em mL/min, e fluxo aéreo nasal estimado, em L/s.

Pressão nasal (Pa)	Fase do ciclo respiratório	Fluxo de ar através do cateter (mL/min)	Fluxo aéreo nasal estimado (L/s)
-849,55	I	-354,85	-14,77
-327,27	I	-62,39	-2,60
2,56	E	0,32	0,01
172,33	E	25,62	1,07
38,63	E	5,49	0,23
202,25	E	29,14	1,21
119,95	E	16,78	0,70
32,65	E	4,55	0,19
-1,83	I	-0,22	-0,01
-22,38	I	-2,56	-0,11
-2,20	I	-0,27	-0,01
0,11	E	0,01	0,00

Legenda: I=Fase inspiratória; E=Fase Expiratória;

6.1.1.6 Home

Apresenta o nome do programa, a sua versão, e as principais instituições envolvidas no seu desenvolvimento.

6.1.2 Controlo do Sistema

6.1.2.1 Representação gráfica

Esta área serve, meramente, como controlo do sistema, para que o operador possa ter acesso aos dados recolhidos directamente através do sensor, no caso de ocorrer alguma não conformidade dos dados apresentados no Sistema de Aquisição. Desta forma, aqui é possível observar a evolução temporal da Pressão dada pelo sensor, onde o eixo OX indica o tempo, em segundos, e o eixo OY a pressão lida directamente pelo sensor, antes de se proceder a qualquer processamento.

6.1.2.2 Representação em tabela

É aqui que são apresentados os dados numéricos recolhidos pelo sensor, sendo que estes dados são os que são enviados para o computador através da porta série. Os dados apresentados não foram sujeitos à etapa de processamento da rotina “Leitura da Porta Série”.

6.1.2.3 Configuração do Sistema

Permite ao operador configurar as definições da porta série, bem como definir o tipo de cateter que será utilizado durante a recolha dos dados.

6.1.3 Botões comuns a ambos os painéis

É comum, quer ao painel do Sistema de Aquisição, quer ao de Controlo do Sistema, os botões de Ajuda e de Terminar Aquisição (Figura 6.11).



Figura 6.11 Botão de Ajuda (à esquerda) e botão de Terminar Aquisição (à direita).

6.1.3.1 Ajuda

O operador, ao premir este botão, terá acesso a uma janela denominada “*Context help*”. Ao passar o rato sobre qualquer região dos painéis do programa irá aparecer, na janela aberta, a descrição de ajuda associada a cada um deles.

6.1.3.2 Terminar Aquisição

Este botão permite proceder ao encerramento de uma aquisição, sendo que é responsável pela activação da rotina “Terminar Aquisição”.

Ao ser premido, aparece uma mensagem de confirmação de encerramento da aquisição, tal como apresentado na Figura 6.12. Se o utilizador avançar com o encerramento, ao premir *Sim*, antes de encerrar a aquisição é possível, se assim o pretender, guardar um ficheiro com todos os dados recolhidos, inclusive os dados de controlo referentes às leituras realizadas pelo transdutor, antes destes sofrerem qualquer tipo de processamento. Para além disso possibilita, também, que seja guardado o gráfico temporal referente à pressão medida directamente pelo transdutor.

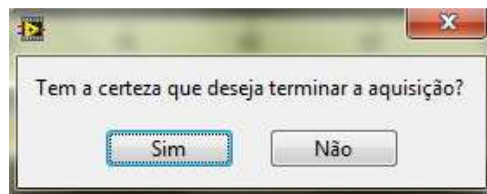


Figura 6.12 Mensagem apresentada antes de terminar definitivamente uma aquisição de dados.

Capítulo 7

Metodologia da recolha de dados

7.1 Considerações gerais

Antes de se realizar a recolha dos dados foi necessário proceder a alguns testes, de forma a ser possível estabelecer um protocolo, que apresentasse as etapas do procedimento de utilização do protótipo. Tal só foi possível com a colaboração do serviço de Otorrinolaringologia do Hospital de S. José.

7.2 Procedimento de utilização do protótipo

Uma vez que o objectivo da utilização do protótipo desenvolvido visa medir pressões em diferentes compartimentos da cavidade nasal, torna-se necessário utilizar a técnica de endoscopia, para verificar a colocação do cateter, garantindo que a sua localização corresponde à pretendida. Para além disso, é de salientar o facto de não ser necessário recorrer a anestesia para efectuar a colocação do cateter, evitando-se, assim, possíveis alterações da mucosa nasal e, consequentemente, do fluxo de ar na cavidade nasal.

O procedimento adoptado na utilização do protótipo desenvolvido é, assim, descrito nas etapas seguintes:

- 1) Introduzir o cateter na chaminé, devidamente assinalada, do transdutor de pressão;
- 2) Ajustar o suporte de cabeça, que acondiciona o transdutor de pressão (Figura 4.4), às necessidades do paciente;
- 3) Montar o sistema, ligando os cabos às respectivas fichas, tal como apresentado na Figura 4.14. Ligar o interruptor da alimentação;
- 4) Definir, na interface gráfica, qual o tipo de cateter que irá ser utilizado no exame, bem como indicar qual a porta de comunicação COM que irá ser utilizada na transmissão série dos dados. Iniciar a aquisição de dados, clicando no botão Iniciar Aquisição, indicado na Figura 6.3;
- 5) Através de endoscopia, introduzir o cateter, sequencialmente, nos compartimentos nasais nos quais se pretendam realizar as medições;

- 6) Terminar a aquisição de dados quando se pretender, premindo o botão Terminar Aquisição (Figura 6.11).

De forma a facilitar a recolha dos dados é aconselhável que a interacção com a interface gráfica seja feita por uma outra pessoa, uma vez que o médico deverá estar encarregue da colocação do cateter nos diversos compartimentos nasais, utilizando para tal a técnica de endoscopia. Desta forma torna-se mais simples que seja o auxiliar o responsável pelo controlo do início/pausa/fim da aquisição, bem como pelo preenchimento dos dados de paciente e pelo guardar das informações, sempre que pretendido.

Na Figura 7.1 podem-se visualizar alguns dos procedimentos que dizem respeito à utilização do protótipo desenvolvido.

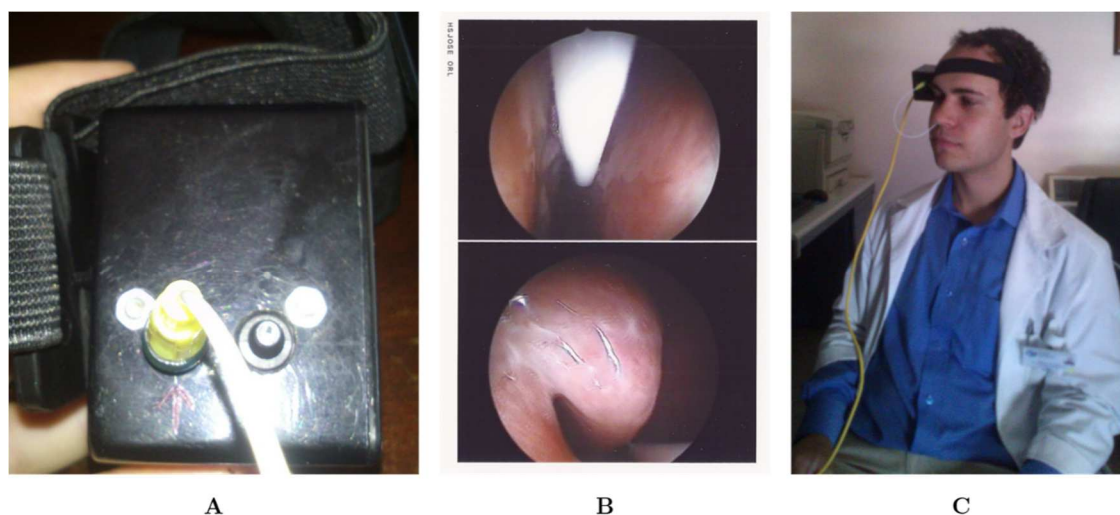


Figura 7.1 Ilustração de algumas das etapas que fazem parte do procedimento de utilização do protótipo. A – Introdução do cateter na chaminé correcta do transdutor de pressão; B – Imagem de endoscopia, em que se pode visualizar a colocação do cateter no pavimento da fossa nasal (imagem de cima) e no meato médio (imagem de baixo); C – Ilustração da utilização do protótipo num voluntário.

Capítulo 8

Resultados e Discussão

De acordo com o procedimento estabelecido no capítulo 7.2, efectuou-se uma aquisição de dados, de forma a comprovar o correcto funcionamento do protótipo. Para tal, avaliaram-se os dados referentes às pressões e fluxos nasais obtidos. Analisou-se, por último, se a frequência respiratória correspondia ao que era pressuposto.

É de notar que nesta fase de aquisição de dados não se fez distinção entre os possíveis compartimentos nasais em que o cateter se encontrava colocado. Assim, a fase de endoscopia, na recolha destes resultados, não teve importância significativa. Tal poderá ter maior relevância para estudos futuros.

8.1 Avaliação dos valores de pressão e fluxos nasais

Para comprovar o correcto funcionamento do protótipo, no que diz respeito às medições de pressão e fluxo nasais ao longo do ciclo respiratório, optou-se por avaliar estas mesmas medições em diferentes regimes. Assim sendo, consideraram-se os regimes de inspiração/expiração normal e inspiração/expiração forçada. Além disso, registaram-se, também, quais as alterações provocadas nestes valores devido a congestionamento nasal. Como resumo, apresenta-se a Tabela 8.1, onde se encontram discriminados os locais (narina direita/esquerda) e regimes em que os dados foram adquiridos. Note-se que a medição na narina esquerda, no caso de congestionamento, não foi realizada devido a obstrução do fluxo de ar no cateter, causada pela grande quantidade de muco existente na cavidade nasal. É importante esclarecer que o congestionamento nasal mencionado está relacionado com o que, em senso comum, se designa por nariz entupido. Este estado foi provocado pela introdução do cateter na cavidade nasal. Como o cateter é um corpo estranho incita, desta forma, a produção de muco nasal, que por sua vez dificultará a circulação do fluxo de ar, pelo que se torna relevante verificar se também nestes casos são detectadas as variações de pressão, por mais baixas que possam ser.

Todos os dados estatísticos que serão apresentados de seguida foram processados no programa *Origin*. É de salguardar que os valores recolhidos e aqui analisados dizem respeito ao máximo do pico de expiração e ao mínimo do pico de inspiração, de acordo com

cada um dos casos. Durante a análise, ao comparar os valores de inspiração durante o regime normal e o regime de respiração forçada, considera-se o seu valor absoluto.

Tabela 8.1 Lista dos diferentes regimes em que foram realizadas as medições de pressão e fluxo nasais.

Intervalo	Local da medição	Regime de medição
1	Narina direita (1ª medição)	Inspiração/Expiração normal
2		Inspiração/Expiração forçada
3		Inspiração/Expiração normal
4	Sem medição	
5	Narina esquerda (1ª medição)	Inspiração/Expiração normal
6		Inspiração/Expiração forçada
7		Inspiração/Expiração normal
8		Suspiro profundo
9		Inspiração/Expiração normal
10	Sem medição	
11	Narina direita (2ª medição - congestionamento)	Inspiração/Expiração normal
12		Inspiração/Expiração forçada

8.1.1 Estudo da pressão nasal

Considere-se a aquisição referente à pressão nasal medida, que se encontra representada no gráfico da Figura 8.1.

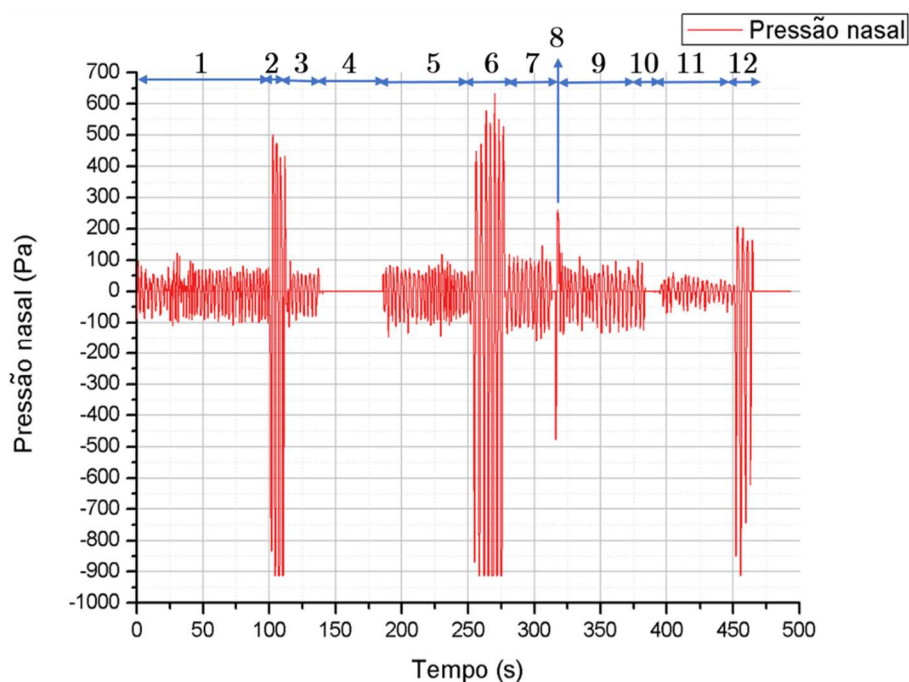


Figura 8.1 Resultados obtidos para as medições das pressões nasais, para os diferentes regimes (intervalo de 1 a 12), apresentados na Tabela 8.1.

Pela observação do gráfico da Figura 8.1 parece poder concluir-se que a tendência dos valores é a esperada. Para confirmar esta análise, apresentam-se os valores médios de pressão nasal, recolhidos para os diferentes regimes, na Tabela 8.2.

Tabela 8.2 Resumo dos valores médios das medições de pico correspondentes à pressão nasal, em Pa, para cada um dos intervalos indicados na Tabela 8.1, de acordo com a fase do ciclo respiratório.

Intervalo	Fase do ciclo respiratório	Valor médio de pico da pressão nasal (Pa)	Intervalo	Fase do ciclo respiratório	Valor médio de pico da pressão nasal (Pa)
1	Expiração	69,22±3,06	7	Expiração	108,11±4,47
	Inspiração	-84,13±2,46		Inspiração	-127,03±5,31
2	Expiração	459,67±17,48	8	Expiração**	259,74
	Inspiração*	-834,16		Inspiração**	-478,08
3	Expiração	64,68±5,38	9	Expiração	77,12±4,24
	Inspiração	-83,51±5,11		Inspiração	-112,78±3,71
4	---		10	---	
5	Expiração	71,88±2,89	11	Expiração	37,62±2,81
	Inspiração	-96,72±3,98		Inspiração	-49,81±3,29
6	Expiração	535,53±23,56	12	Expiração	184,29±12,06
	Inspiração*	-869,11		Inspiração***	-738,65±66,08

*Os valores dos picos de expiração não são conclusivos, uma vez que se verifica que para estes casos, na grande maioria dos picos (excepto um) ocorre saturação dos valores, devido ao facto da *range* do transdutor ser menor do que a necessária para registar estes dados correctamente.

**Corresponde a um único pico, que diz respeito a um suspiro mais forte.

***Foi necessário excluir um pico, devido à saturação do seu valor.

O estudo dos valores presentes na Tabela 8.2 corrobora o que o gráfico da Figura 8.1 parecia indiciar. Analise-se caso a caso e compare-se os valores obtidos com os dados encontrados na literatura, onde é indicado que a pressão nas fossas nasais, em caso de respiração em repouso, deverá ser menor que ± 100 Pa. Por outro lado, é referido, ainda, que em casos de respiração forçada esse valor deverá ser superior [39]. Além disso, é também sugerido que o ar se encontra melhor distribuído na cavidade nasal no caso da expiração [8]. Assim sendo, espera-se obter maiores oscilações quando as medições são realizadas durante a fase de inspiração.

No caso da primeira medição na narina direita, verifica-se que para expirações/inspirações normais (intervalos 1 e 3) a pressão nasal é inferior, quando comparada com a pressão nasal associada a expirações/inspirações forçadas (intervalo 2). Analisando os valores do intervalo 1 e 3, como um todo, conclui-se que a pressão média nasal para expirações normais é de $68,48 \pm 2,70$ Pa, enquanto para inspirações normais é de

-84,03±2,20 Pa. Comparando os valores obtidos para a respiração normal com os obtidos para respiração forçada verifica-se que os primeiros resultam de uma diminuição de cerca de 85% (expiração) e 90% (inspiração), em relação aos segundos.

Relativamente à primeira medição na narina esquerda, observa-se que esta também segue a tendência esperada. Analisando os intervalos 5, 7 e 9 em conjunto é possível averiguar que o valor médio das pressões nasais, no caso de expirações normais é de 79,79±2,77 Pa, e que no caso de inspirações normais é de -107,94±2,84 Pa. Quanto aos valores de pressão nasal para as expirações e inspirações forçadas (intervalo 6) verifica-se que há um aumento bastante significativo. Os valores de pressão para expiração e inspiração normal resultam, respectivamente, numa diminuição relativa de 85% e 88%, em relação aos obtidos para a respiração forçada. Para além destes valores, comprova-se, ainda, que no intervalo 8, correspondente a um suspiro profundo, os valores de pressão são superiores aos da expiração/inspiração normal, mas também inferiores aos da expiração/inspiração forçada.

Investigando o caso da narina direita congestionada, conclui-se que a pressão nasal na respiração, quer normal, quer forçada, diminui em relação à pressão nasal obtida durante a primeira medição nesta mesma cavidade nasal (intervalos 1 a 3). Essa diminuição foi cerca de 45% (expiração) e 41 % (inspiração), para o regime de respiração normal, e de 60% (expiração) e 11% (inspiração) para o regime de respiração forçada.

Por último, quando se comparam as primeiras medições da pressão nasal entre as duas narinas (direita e esquerda) averigua-se que, para a respiração normal existe um aumento dos valores de pressão nasal, para a narina esquerda, de cerca de 17% para a expiração e de 28% para a inspiração. No caso da respiração forçada verifica-se exactamente a mesma tendência, sendo que para a expiração se regista um aumento de cerca de 17 %, enquanto para a inspiração esse valor é de 4%. Assim sendo, conclui-se que não existe uma diferença muito acentuada quando se compara a pressão nasal entre as duas narinas, porém, pode haver casos em que isso aconteça, dependendo da própria anatomia da cavidade nasal.

De uma forma geral, analisando os dados recolhidos e comparando-os com dados da literatura, conclui-se que os valores obtidos se encontram dentro da gama normal de valores. Verifica-se, também, que existe uma maior oscilação nos valores quando as medições são realizadas na fase de inspiração, tal como se poderia esperar. Porém, há que considerar que os valores adquiridos nesta fase da respiração poderão não ser os mais correctos, devido às limitações encontradas nas medições.

8.1.2 Estudo do fluxo nasal

Nesta secção torna-se importante fazer a distinção entre o fluxo de ar que circula através do cateter e o fluxo aéreo nasal estimado, abordados distintamente nos dois subcapítulos que se seguem. A análise estatística foi realizada no programa *Origin*.

Em ambos os casos, não se fará uma análise tão exaustiva como a apresentada para a pressão nasal, pois os valores de fluxo foram inferidos a partir dos da pressão, pelo que apresentarão exactamente a mesma tendência.

8.1.2.1 Fluxo de ar que circula através do cateter

Na Figura 8.2 pode-se visualizar a representação gráfica do fluxo de ar que circula através do cateter, correspondente à aquisição realizada. Por outro lado, na Tabela 8.3 resumem-se os valores de pico do fluxo associados a cada um dos intervalos discriminados na Tabela 8.1.

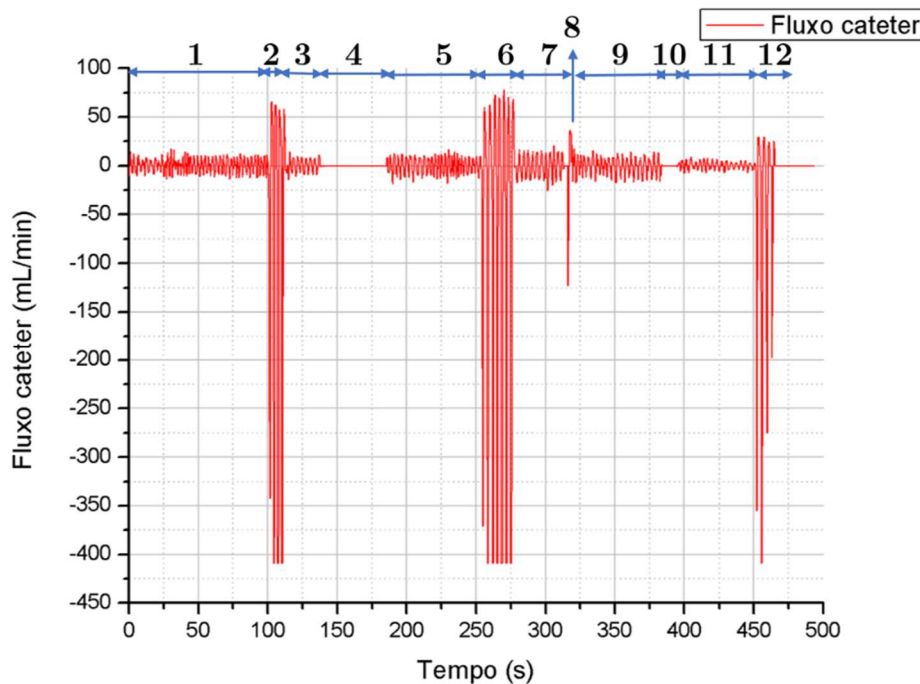


Figura 8.2 Resultados obtidos para as medições do fluxo de ar que circula através do cateter, para os diferentes regimes (intervalo de 1 a 12), apresentados na Tabela 8.1.

Em geral, verifica-se que o valor de fluxo é superior nos casos de expiração/inspiração forçada, quando comparados com os obtidos em regime de respiração tranquila. No caso de congestionamento (intervalos 11 e 12) os valores de fluxo mostram-se ser inferiores aos registados quando se realiza a primeira medição na respectiva cavidade nasal.

Adicionalmente, apresentam-se os seguintes valores estatísticos, que resultam da análise conjunta de alguns intervalos indicados na Tabela 8.1.

Considerando o caso da narina direita e, em particular, o conjunto constituído pelos intervalos 1 e 3, obtém-se um valor de fluxo para expiração e inspiração, de, respectivamente, $10,00 \pm 0,38$ mL/min e $-9,75 \pm 0,30$ mL/min.

No que diz respeito à narina esquerda e aos intervalos 5, 7 e 9 em concreto, verifica-se que o valor médio de pico associado ao fluxo que circula através do cateter é de $11,68 \pm 0,37$ mL/min e de $-13,43 \pm 0,44$ mL/min, para expiração e inspiração, respectivamente.

Tabela 8.3 Resumo dos valores médios das medições de pico correspondentes ao fluxo de ar que circula através do cateter, em mL/min, para cada um dos intervalos indicados na Tabela 8.1, de acordo com a fase do ciclo respiratório.

Intervalo	Fase do ciclo respiratório	Valor médio de pico do fluxo de ar que circula através do cateter (mL/min)
1	Expiração	$10,10 \pm 0,44$
	Inspiração	$-9,78 \pm 0,33$
2	Expiração	$60,91 \pm 1,94$
	Inspiração*	$-342,52$
3	Expiração	$9,48 \pm 0,75$
	Inspiração	$-9,63 \pm 0,76$
4	---	
5	Expiração	$10,54 \pm 0,40$
	Inspiração	$-11,69 \pm 0,57$
6	Expiração	$-167,86 \pm 2,25$
	Inspiração*	$-370,90$
7	Expiração	$15,34 \pm 0,61$
	Inspiração	$-16,48 \pm 1,07$
8	Expiração**	$36,25$
	Inspiração**	$-122,94$
9	Expiração	$11,22 \pm 0,57$
	Inspiração	$-13,96 \pm 0,55$
10	---	
11	Expiração	$5,35 \pm 0,44$
	Inspiração	$-5,48 \pm 0,36$
12	Expiração	$27,05 \pm 1,41$
	Inspiração***	$-276,03 \pm 45,68$

*Os valores dos picos de expiração não são conclusivos, uma vez que se verifica que para estes casos, na grande maioria dos picos (excepto um) ocorre saturação dos valores, devido ao facto da range do transdutor ser menor do que a necessária para registar estes dados correctamente.

**Corresponde a um único pico, que diz respeito a um suspiro mais forte.

***Foi necessário excluir um pico, devido à saturação do seu valor.

8.1.2.2 Fluxo aéreo nasal estimado

A representação gráfica do fluxo aéreo nasal estimado encontra-se na Figura 8.3. Além disso, na Tabela 8.4, são apresentados os valores estimados de pico deste fluxo, associados a cada um dos intervalos especificados na Tabela 8.1.

Na literatura é possível encontrar como referência, para o fluxo nasal, os valores entre aproximadamente 0,08 L/s e 0,2 L/s, para o caso de respirações normais, e o valor de 2,5 L/s, para respiração forçadas [40].

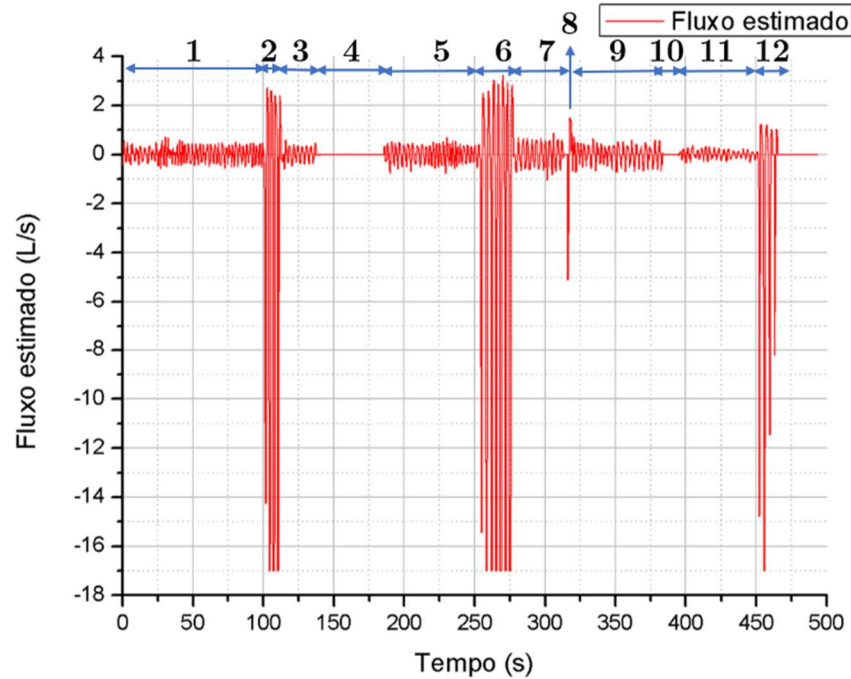


Figura 8.3 Resultados obtidos para o fluxo aéreo nasal estimado, para os diferentes regimes (intervalo de 1 a 12), apresentados na Tabela 8.1.

Tabela 8.4 Resumo dos valores médios de pico estimados correspondentes ao fluxo aéreo nasal, em L/s, para cada um dos intervalos indicados na Tabela 8.1, de acordo com a fase do ciclo respiratório

Intervalo	Fase do ciclo respiratório	Valor médio de pico estimado para o fluxo aéreo nasal (L/s)	Intervalo	Fase do ciclo respiratório	Valor médio de pico estimado para o fluxo aéreo nasal (L/s)
1	Expiração	$0,42 \pm 0,02$	7	Expiração	$0,64 \pm 0,03$
	Inspiração	$-0,41 \pm 0,01$		Inspiração	$-0,69 \pm 0,04$
2	Expiração	$2,53 \pm 0,08$	8	Expiração**	1,51
	Inspiração*	-14,25		Inspiração**	-5,12
3	Expiração	$0,39 \pm 0,03$	9	Expiração	$0,47 \pm 0,02$
	Inspiração	$-0,40 \pm 0,03$		Inspiração	$-0,58 \pm 0,02$
4	---		10	---	
5	Expiração	$0,44 \pm 0,02$	11	Expiração	$0,22 \pm 0,02$
	Inspiração	$-0,49 \pm 0,02$		Inspiração	$-0,23 \pm 0,01$
6	Expiração	$2,86 \pm 0,10$	12	Expiração	$1,13 \pm 0,06$
	Inspiração*	-15,43		Inspiração***	$-11,49 \pm 1,90$

*Os valores dos picos de expiração não são conclusivos, uma vez que se verifica que para estes casos, na grande maioria dos picos (excepto um) ocorre saturação dos valores, devido ao facto da range do transdutor ser menor do que a necessária para registar estes dados correctamente.

**Corresponde a um único pico, que diz respeito a um suspiro mais forte.

***Foi necessário excluir um pico, devido à saturação do seu valor.

De seguida são apresentados alguns valores estatísticos, que resultam da análise conjunta de alguns intervalos indicados na Tabela 8.1.

Para o caso da primeira medição na narina direita, verifica-se que o valor médio de fluxo estimado para expirações/inspirações normais (intervalos 1 e 3) é, respectivamente, $0,42 \pm 0,02$ L/s e $-0,41 \pm 0,01$ L/s.

Relativamente ao valor médio de fluxo estimado para a narina esquerda, considerando, em conjunto, os intervalos 5, 7 e 9, obtêm-se os valores de $0,49 \pm 0,02$ L/s e $-0,56 \pm 0,02$ L/s para expiração e inspiração em regime de respiração normal, respectivamente.

Em geral, verifica-se que o valor de fluxo é superior nos casos de expiração/inspiração forçada, quando comparados com os obtidos em regime de respiração normal. No caso de congestionamento os valores de fluxo mostram-se ser inferiores relativamente aos registados quando se realiza a primeira medição na respectiva cavidade nasal.

Por último, comparando os valores estimados para o fluxo nasal com os encontrados na literatura, é possível concluir que, no que diz respeito ao caso das respirações forçadas durante a fase expiratória, os valores são concordantes. Contudo o mesmo não acontece quando se considera a respiração em regime normal. Tais discrepâncias poderão estar associadas ao facto de se ter utilizado um modelo demasiado simples para realizar esta estimativa, pois, como se descreveu no capítulo 5.4.2, foi considerada uma área de secção do nariz que poderá não ser a mais adequada, quer pela própria estrutura assumida, quer pelo facto de esta ser bastante variável entre indivíduos. Desta forma, torna-se necessário adoptar um método que permita medir directamente o fluxo de ar nasal na cavidade nasal, evitando-se estimativas que dependam de factores como é o caso das dimensões das fossas nasais.

8.2 Análise da frequência respiratória

Após a análise estatística, realizada no programa *Origin*, verificou-se que a frequência respiratória média era de $0,37 \pm 0,01$ Hz, o que corresponde a uma frequência comum, tal como se verificou através de dados da literatura [22] [34].

Na Figura 8.4 encontra-se, ainda, representado o gráfico temporal da pressão nasal medida, entre os instantes 200 e 215 segundos. Através da observação desta ilustração é possível verificar alguns intervalos correspondentes ao período da curva, a partir da qual se determinou a frequência. Para além disso, a representação desta curva permite aferir que se

trata de uma curva semelhante a um registo respiratório comum. Tal afirmação é feita tendo por base de comparação o gráfico de variação da pressão alveolar apresentado na Figura 5.5.

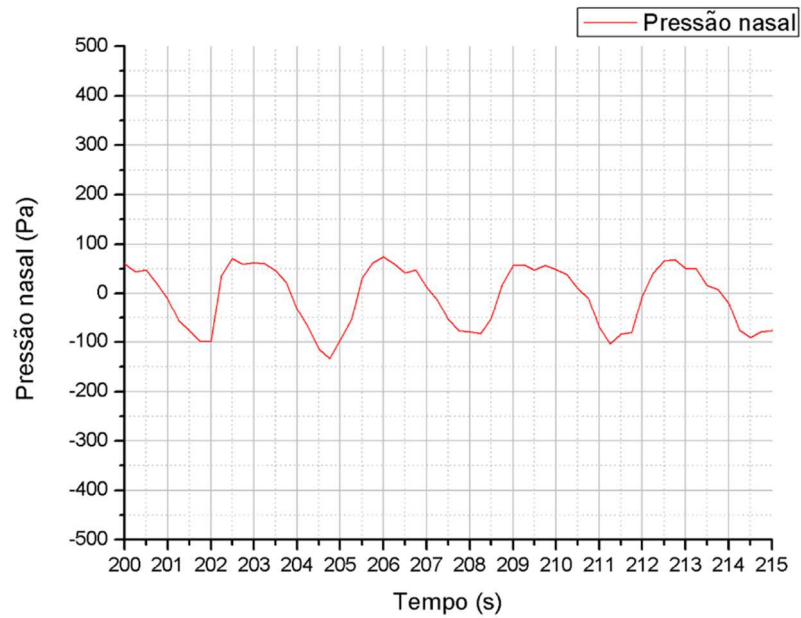


Figura 8.4 Representação gráfica temporal da pressão nasal registada, entre os instantes 200 e 215 segundos.

Capítulo 9

Conclusões e Perspectivas Futuras

O protótipo desenvolvido ao longo da presente dissertação permitiu atingir com sucesso os objectivos iniciais a que se propunha. Todos os requisitos técnicos definidos foram satisfeitos e o dispositivo possibilita a correcta recolha de dados.

De facto, o transdutor de pressão utilizado permitiu, após modelação de condutas adequada e calibração, detectar diferenças de pressão na cavidade nasal, tendo-se mostrado bastante sensível às variações de pressão e de fluxo de ar, ao considerarem-se diferentes regimes de respiração. Ademais, a interface gráfica desenvolvida, bem como toda a sua programação inerente, permitiu recolher os dados relativos à evolução temporal da pressão nasal, do fluxo de ar que circulava através do cateter, bem como estimar o fluxo aéreo nasal.

As medições de pressão nasal, fluxo de ar que circulava através do cateter, bem como a estimativa do fluxo aéreo nasal, foram realizadas para os regimes de respiração normal e forçada, na narina direita e esquerda e considerando um caso de congestionamento nasal (narina direita).

Considerando o regime de respiração normal verificou-se que, em média, os valores de pressão nasal obtidos eram, respectivamente para o caso das narinas direita e esquerda não congestionadas, $68,48 \pm 2,70$ Pa e $79,79 \pm 2,77$ Pa (expiração), e $-84,03 \pm 2,20$ Pa e $-107,94 \pm 2,84$ Pa (inspiração). Já para o regime normal de respiração registaram-se valores médios de pressão com um decréscimo em relação aos valores medidos durante o regime de respiração forçada. Estabelecendo uma relação, esse decréscimo foi de cerca de 85%, quer para a narina direita, quer para a narina esquerda não congestionadas, durante a expiração. Para as narinas direita e esquerda não congestionadas durante a fase de inpiração obtiveram-se, respectivamente, valores de diminuição na ordem dos 90% e 88%. É de salientar que no caso da respiração forçada, para a fase de inspiração, foram encontradas limitações nas medições. Comparando os valores de pressão obtidos para as duas fossas nasais observou-se, também, que de uma forma geral estes não variavam de forma muito acentuada, sendo que para o regime de respiração normal se verificou um aumento da pressão na fossa nasal esquerda em cerca de 17% (expiração) e 28% (inspiração), enquanto em regime de respiração forçada esse aumento foi de cerca de 17% (expiração) e 4% (inspiração). Comparando os dados obtidos

com os referidos na literatura foi possível chegar à conclusão de que estes se encontravam de acordo com o esperado, para o regime de respiração normal, em que é referido que a pressão nasal deverá ser menor que cerca de ± 100 Pa. Para além disso, é, também, indicado que deverão ocorrer maiores oscilações de pressão na fase de inspiração, o que também ficou comprovado. Ao considerar, ainda, os valores médios de pressão para a narina direita, no caso de congestionamento, depreendeu-se que as medições obtidas eram ligeiramente inferiores às registadas numa primeira medição. Para respiração tranquila verificou-se uma diminuição dos valores de pressão em cerca de 45% (expiração) e 41% (inspiração), enquanto para regime de respiração forçada esses valores eram de 60% (expiração) e 11% (inspiração).

Os valores do fluxo de ar que circulava através do cateter e os valores estimados de fluxo aéreo nasal, ambos inferidos a partir dos valores de pressão nasal, apresentaram, assim, a mesma tendência que as medições de pressão. Quanto aos valores estimados para o fluxo aéreo nasal foi possível verificar que os dados se encontravam concordantes com os apresentados na literatura, para o caso de regime de respiração forçada, durante a fase de expiração. O valor de referência é de 2,5 L/s, enquanto para o regime de respiração forçada, na fase de expiração, o valor obtido para as narinas direita e esquerda (não congestionadas), foi, respectivamente, $2,53 \pm 0,08$ L/s e $2,86 \pm 0,10$ L/s.

Além dos dados enunciados, quando se comparou a frequência respiratória média obtida ($0,37 \pm 0,01$ Hz), bem como a forma do gráfico de pressão recolhido, com os dados da literatura, constatou-se que estas se adequavam perfeitamente aos padrões conhecidos.

Considerando os resultados obtidos, através do teste de funcionamento do protótipo, o equipamento demonstra, desta forma, ser adequado para avaliar as alterações a nível da pressão nasal. Além disso, o equipamento é capaz de medir o perfil de pressões em cada uma das fossas nasais sem que haja necessidade de oclusão da fossa nasal contra-lateral. Desta forma, com a utilização do dispositivo construído não há perturbação do normal fluxo de ar na cavidade nasal, ao contrário do que acontece na técnica de rinomanometria e também, embora menos significativo, no caso dos estudos apresentados na revisão de literatura, em que, na grande maioria, são utilizadas cânulas nasais.

Ademais, o protótipo desenvolvido não se revelou dispendioso, é de fácil utilização e é minimamente invasivo, pelo que reúne as características necessárias para vir a ser integrado na prática clínica. Julga-se, assim, que o protótipo desenvolvido poderá vir a ser uma mais-valia no estudo dos factores que levam à predisposição da polipose nasal em alguns doentes,

e eventualmente de outras doenças em que as alterações da ventilação nasal possam ter um papel importante.

Apesar dessa vertente não ter sido explorada na presente dissertação, sabe-se, também, que o desenho do protótipo permite modificar facilmente a posição do cateter durante o decorrer do exame, tal como se pretendia. Esta nuance permite, assim, avaliar as alterações de fluxo em diferentes compartimentos nasais num só exame e de forma sequencial, ao contrário do que acontecia com os outros equipamentos até então utilizados.

9.1 Perspectivas Futuras

Durante a recolha, o estudo e análise dos resultados obtidos, foram detectadas algumas limitações que poderão vir a ser melhoradas em trabalhos futuros.

Ao realizar o procedimento de recolha de dados concluiu-se que existe uma grande necessidade de adaptar cateteres nasais, que apresentem uma conformação mais rígida, de forma a facilitar o seu correcto posicionamento no compartimento nasal pretendido. Além disso, sugere-se, também, que seja introduzido um sistema de desentupimento no protótipo, que permita limpar o cateter, quando este sofre oclusão. Com o objectivo de se poder estudar e registar diferenças de pressão entre compartimentos nasais, torna-se, ainda, necessário introduzir um maior número de transdutores de pressão no sistema.

Após o apuramento dos dados recolhidos durante o teste do protótipo verificou-se que, no caso das medições realizadas em regime de respiração forçada ocorre, facilmente, uma saturação dos valores. Assim sendo, será importante vir a utilizar um transdutor de pressão com uma *range* superior, no que toca às pressões negativas. Além disso, considerando os resultados obtidos para o fluxo nasal estimado, conclui-se que em estudos futuros se poderá melhorar o modelo utilizado (capítulo 5.4.2).

Com vista ao uso deste mesmo equipamento na prática clínica poderá, ainda, ser útil integrar na programação, por exemplo, uma base de dados, onde seja possível guardar os dados e exames de cada um dos pacientes.

Em suma, tentou-se desenvolver um protótipo tão flexível quanto possível de forma a facilitar ajustes futuros. Porém, poderá vir a ser necessário alterar algumas especificações, de forma a corrigir as limitações que possam existir, além das previstas.

Referências Bibliográficas

- [1] W. Fokkens, V. Lund e et al., “European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps 2012,” *Rhinology*, vol. 50, pp. 1-298, 2012.
- [2] D. Hastan, W. Fokkens e et al., “Chronic rhinosinusitis in Europe--an underestimated disease. A GA²LEN study,” *Allergy*, vol. 66, pp. 1216-23, 2011.
- [3] W. Fokkens, V. Lund, J. Mullol e et al., “European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps 2007,” *Rhinology*, vol. 45, pp. 1-139, 2007.
- [4] G. Scadding e et al., “BSACI guidelines for the management of rhinosinusitis and nasal polypsis,” *Clinical and Experimental Allergy* , vol. 38, pp. 260-275, 2008.
- [5] M. Dykewicz e D. Hamilos, “Rhinitis and sinusitis,” *The Journal of Allergy and Clinical Immunology*, vol. 125, pp. 103-115, 2010.
- [6] I. Alobid, M. Bernal-Sprekelsen e J. Mullol, “Chronic rhinosinusitis and nasal polyps: the role of generic and specific questionnaires on assessing its impact on patient's quality of life.,” *Allergy*, vol. 63, pp. 1267-79, 2008.
- [7] C. Hood, R. Schroter e et al., “Computational modeling of flow and gas exchange in models of the human maxillary sinus.,” *Journal of Applied Physiology*, vol. 107, pp. 1195-203, 2009.
- [8] D. Elad, R. Liebenthal, B. Wenig e S. Einav, “Analysis of air flow patterns in the human nose.,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 31, pp. 585-592, 1993.
- [9] V. Fomin e et al., “Air flow in the Human Cavity,” *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics*, vol. 51, pp. 233-240, 2010.
- [10] V. Fomin e et al., “Numerical modeling of the air flow in the human nasal cavity with simulation of application of the clinical method of active anterior rhinomanometry.,” *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics*, vol. 53, pp. 49-55, 2012.
- [11] E. S. Kass, S. Salman e W. W. Montgomery, “Manometric Study of Complete Ostial Occlusion in Chronic Maxillary Atelectasis.,” *The Laryngoscope*, vol. 106, pp. 1255-8, 1996.
- [12] J. J. Hosselet, R. G. Norman, I. Ayappa e D. M. Rapoport, “Detection of Flow Limitation with a Nasal Cannula/Pressure Transducer System.,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 157, pp. 1461-7, 1998.
- [13] M. Kohler, R. Thurnheer e K. E. Bloch, “Side-selective, unobtrusive monitoring of nasal airflow and conductance.,” *Journal of Applied Physiology* , vol. 101, pp. 1760-5, 2006.

- [14] A. Kutluhan e et al., “The effects of uncinctomy and natural ostial dilatation on maxillary sinus ventilation: a clinical experimental study.,” *European Archives of Otorhinolaryngology*, vol. 268, pp. 569-73, 2011.
- [15] V. Lund, “Diagnosis and treatment of nasal polyps.,” *BMJ: British Medical Journal*, vol. 311, pp. 1411-1414, 1995.
- [16] E. Meltzer e et al., “Rhinosinusitis: Establishing definitions for clinical research and patient care.,” *The Journal of Allergy and Clinical Immunology*, vol. 114, pp. 155-212, 2004.
- [17] P. Clement e F. Gordts, “Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry.,” *Rhinology*, vol. 43, pp. 169-179, 2005.
- [18] K. Naito e S. Iwana, “Current advances in rhinomanometry,” *Eur Arch Otorhinolaryngol*, vol. 254, pp. 309-312, 1997.
- [19] D. Wallace e e. al., “The diagnosis and management of rhinitis: An updated,” *The Journal of Allergy and Clinical Immunology*, vol. 122, pp. 1-84, 2008.
- [20] L. Malm, “Measurement of nasal patency.,” *Allergy*, vol. 52, pp. 19-23, 1997.
- [21] J. A. Esperança Pina, *Anatomia Humana dos Órgãos*, Lidel, 2004.
- [22] R. R. Seeley, T. D. Stephens e P. Tate, *Anatomy and Physiology*, 6^a ed., The McGraw—Hill Companies, 2004.
- [23] S. Standring, *Gray's Anatomy - The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 40^a ed., Churchill Livingstone - Elsevier, 2008.
- [24] J. T. Hansen, *Netter's Clinical Anatomy*, 2^a ed., Saunders - Elsevier, 2010.
- [25] J. B. Watelet e P. Van Cauwenberge, “Applied anatomy and physiology of the nose and paranasal sinuses.,” *Allergy*, vol. 54, pp. 14-25, 1999.
- [26] N. Jones, “The nose and paranasal sinuses physiology and anatomy,” *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 51, pp. 5-19, 2001.
- [27] B. J. Bailey e J. T. Johnson, *Head & Neck Surgery - Otolaryngology*, 4^a ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [28] J. Boyce e R. Eccles, “Do chronic changes in nasal airflow have any physiological or pathological effect on the nose and paranasal sinuses? A systematic review.,” *Clinical Otolaryngology*, vol. 31, pp. 15-19, 2006.
- [29] [Online]. Available: http://www.block-trafo.de/en_UK/products/power_supplies/product/458763/. [Acedido em Agosto 2013].
- [30] [Online]. Available: <http://www.sensirion.com/en/products/differential-pressure-sensors/download-center/>. [Acedido em Agosto 2013].

- [31] [Online]. Available: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560>. [Acedido em 2013 Março].
- [32] [Online]. Available: http://pinouts.ru/Net/Ethernet10BaseT_pinout.shtml.
- [33] [Online]. Available: [http://www.allpinouts.org/index.php/Power_over_Ethernet_\(PoE\)](http://www.allpinouts.org/index.php/Power_over_Ethernet_(PoE)). [Acedido em Julho 2013].
- [34] A. Cretikos e e. al., “Respiratory rate: the neglected vital sign,” *Med J Aust*, vol. 188, p. 657–659, 2008.
- [35] [Online]. Available: <http://arduino.cc/en/Reference/Wire>. [Acedido em Abril 2013].
- [36] [Online]. Available: <http://www.usb.org/developers/docs/>. [Acedido em Julho 2013].
- [37] J. M. Kay, *An Introduction to Fluid Mechanics & Heat Transfer*, 2^a ed., Cambridge at the University Press, 1968.
- [38] H. D. Young e R. A. Freedman, *Física II - Termodinâmica e Ondas*, 10^a ed., Pearson, 2003.
- [39] P. Cole, “Physiology of the Nose and Paranasal Sinuses,” *Clinical Reviews in Allergy and Immunology*, vol. 16, pp. 25-54, 1998.
- [40] J. Wen e et al., “Numerical simulations for detailed airflow dynamics,” *Respiratory Physiology & Neurobiology*, vol. 161, pp. 125-135, 2008.
- [41] [Online]. Available: <http://i2c2p.twibright.com/spec/i2c.pdf>. [Acedido em Março 2013].

Anexo I

Apresenta-se de seguida parte da folha de dados referente à fonte de alimentação utilizada na construção do protótipo [29].



Single phase, non-stabilised dc power supply
DCT 12-1

Electrical data	Type	DCT 12-1
	Input	
	Input rated voltage	230 Vac
	Rated frequency	50 - 60 Hz
	Output	
	Output rated voltage	12 Vdc
	Power	12.00 W
	Output rated current	1.00 A
	Ripple factor	≤5 %
	Standards	
	Classification	Single phase non-stabilised dc power supply / safety isolating transformer
	Environment	
	Cooling method	by self cooling
	Ambient temperature max.	25° C
	Safety and protection	
	Type	Resin encapsulated transformer
	Class of Insulation System	B
	Protection index	IP 00
	Safety class (prepared)	II
	Short circuit strength	short-circuit proof
	Order numbers	
	Order Number	DCT 12-1

Anexo II

De seguida podem-se consultar algumas das informações presentes na *datasheet* do transdutor de pressão SDP610, da *Sensirion* [30].



SDP600 Series (SDP6xx/5xx)

Low-cost Digital Differential Pressure Sensor

- Accuracy better than 0.2% FS near zero
- Digital output (I²C)
- Excellent repeatability, even below 10 Pa
- Calibrated and temperature compensated
- Excellent long-term stability
- Flow measurement in bypass configuration



Applications

- Medical
- HVAC
- Automotive
- Process automation
- Burner control

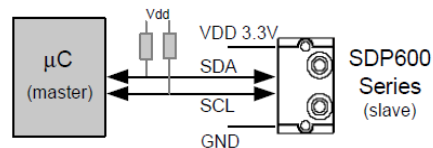
New versions

- Low pressure versions SDP600/610-125Pa and SDP600/610-25Pa are suited to measure very low and ultra low differential pressure.
- Low power versions (SDP606/SDP616) are developed especially for low power battery operation.
- Special calibration to measure a massflow in bypass configuration (SDP601/SDP611).

OEM options

A variety of custom options can be implemented for high-volume OEM applications. Ask us for more information.

Connection diagram



SDP600 series with bidirectional digital communication (I²C bus)

Sensor chip

The SDP600 series features a fourth-generation silicon sensor chip called SF04. In addition to a thermal mass flow sensor element, the chip contains an amplifier, A/D converter, EEPROM memory, digital signal processing circuitry, and interface. The highly sensitive chip requires only a minuscule amount of gas flow through the sensor.

1. Sensor Performance

1.1 Physical specifications¹

Parameter	SDP500 SDP510	SDP600-500Pa SDP610-500Pa	SDP600-125Pa SDP610-125Pa	SDP600-25Pa SDP610-25Pa	SDP601 SDP611	SDP606 SDP616
Short Description	Low cost	Standard	Low DP	Lowest DP	"Mass Flow"	Low Power ²
Calibrated range ³	0 Pa to +500 Pa (0 to 2.0 in. H ₂ O)	- 500 Pa to + 500 Pa (± 2.0 in. H ₂ O)	- 125 Pa to + 125 Pa (± 0.5 in. H ₂ O)	- 25 Pa to + 25 Pa (± 0.1 in. H ₂ O)	- 500 to + 500 Pa (± 2.0 in. H ₂ O)	
Measurement range	- 500 to + 500 Pa (± 2.0 in. H ₂ O)		- 125Pa to + 125 Pa (± 0.5 in. H ₂ O)	- 25 Pa to + 25 Pa (± 0.1 in. H ₂ O)	- 500 to + 500 Pa (± 2.0 in. H ₂ O)	
Temperature-compensation	yes	yes	yes	yes	mass flow ⁴	yes
Resolution	12 bits preset ⁵ (adjustable from 9 to 16 bit)					16 bit
Zero point accuracy ^{6,7}	0.2 Pa		0.1 Pa		0.2 Pa	
Span accuracy ^{6,7}	4.5% of reading	3% of reading				
Zero point repeatability ^{6,7}	0.1 Pa		0.05 Pa	0.03 Pa	0.1 Pa	
Span repeatability ^{6,7}	0.5% of reading					
Offset shift due to temperature variation	None (less than resolution)					
Span shift due to temperature variation	< 0.5% of reading per 10°C					
Offset stability	< 0.1 Pa/year					
Response time ⁵	4.6 ms typical at 12-bit resolution					70 ms typical
Warm-up time for first reliable measurement	Typ. 50 ms (first measurement typically after 16 ms)					N/A

¹ Unless otherwise noted, all sensor specifications are valid at 25°C with V_{dd} = 3.3 V_{dc} and absolute pressure = 966 mbar.

² Low Power version are specified at 25°C with V_{dd} = 3.0 V_{dc} and absolute pressure = 966 mbar.

³ The SDP500/SDP510 sensors do measure in the full range from -500 to +500 Pa. But in contrast to the SDP600/SDP610 we do not guarantee the specified accuracy for the negative measurement range for SDP500/SDP510.

⁴ Please see chapter 5.3 for details.

⁵ See Application Note for response times with other resolutions, e.g. 1.3 ms with 10 bits.

⁶ With 12-bit resolution; includes repeatability and hysteresis.

⁷ Total accuracy/repeatability is a sum of zero-point and span accuracy/repeatability.

2. Electrical Specifications

2.1 Electrical characteristics

Parameter	SDP5xx / SDP6xx ¹⁰
Operating voltage	3.0– 3.6 Vdc (A supply voltage of 3.3 V is recommended)
Current drain	< 6 mA typical in operation
Interface	Digital 2-wire interface (I ² C)
Bus clock frequency	100 kHz typical, 400 kHz max.
Default I ² C address	64 (binary: 1000 000)
Scale factor¹¹	
SDP6xx-500Pa	60 Pa ⁻¹
SDP6x0-125Pa	240 Pa ⁻¹
SDP6x0-25Pa	1200 Pa ⁻¹
Scale factor to alternative units ¹²	For all 500 Pa versions: 6'000 mbar ⁻¹ 413'686 psi ⁻¹ 14'945 (inch H ₂ O) ⁻¹
SDP 6x0-125Pa	24'000 mbar ⁻¹ 1'654'744 psi ⁻¹

⁸ Contact Sensirion for information about other gases, wider calibrated temperature ranges and higher storage temperatures.

⁹ Valid for products with serial numbers starting with 1136 000 000. For older products, calibrated temperature range is 0°C to +50°C.

¹⁰ For all SDP6xx sensors except for SDP606/SDP616.

¹¹ See section 5.1. The scale factor may vary with other configurations.

¹² Instead of the standard scale factor (to get the physical value in Pa), the sensor output may be divided by alternative scale factors to receive the physical value in another unit.

8.4 Air flow and tubing

Due to the dynamic measurement principle, a small air flow is required.

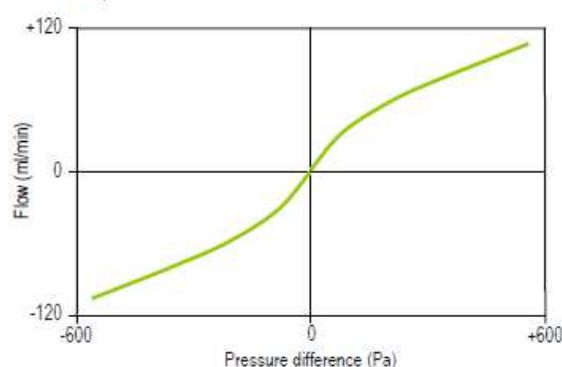


Figure 8: Typical air flow through the SDP6x0.

Note: 1 sccm = 1 cm³/min at 0°C and 1013 mbar
(1 sccm = 0.001 standard liter).

This air flow through the sensor creates a dependence on the tube length. The error is less than 1% with a tube length up to 1 m (with 3/16 inch inside diameter).

Anexo III

Este anexo destina-se à apresentação do certificado de calibração do transdutor de pressão SDP610, emitido pela *Sensirion*.

Calibration Certification

Product: SDP5xx / SDP6xx / SDP7xx Series

Description: Digital Differential Pressure Sensors

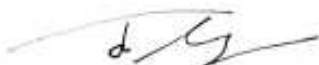
The above mentioned products are calibrated to meet the specifications according to the corresponding Sensirion data sheet. Each device is individually tested after its calibration.

Sensirion uses transfer standards for the calibration. These transfer standards are themselves subject to a scheduled calibration procedure. The calibration of the reference itself used for the calibration of the transfer standards is performed by an ISO/IEC 17025 accredited laboratory.

The accreditation body is full member of the International Laboratory Accreditation Cooperation (www.ilac.org). Calibration certificates issued by facilities accredited by a signatory to the ILAC Mutual Recognition Arrangement (MRA) are accepted by all signatories to the ILAC MRA.

This provides traceability of measurement to recognized national standards and to units of measurement realized at the "National Physical Laboratory" (NPL) or other recognized national standards laboratories like "Physikalisch-Technische Bundesanstalt" (PTB) or "National Institute of Standards and Technology" (NIST).

Staefa, August 2010



Dr. Felix Mayer
Co-CEO, Sensirion AG



Andreas Kaatz
Quality Manager, Sensirion AG

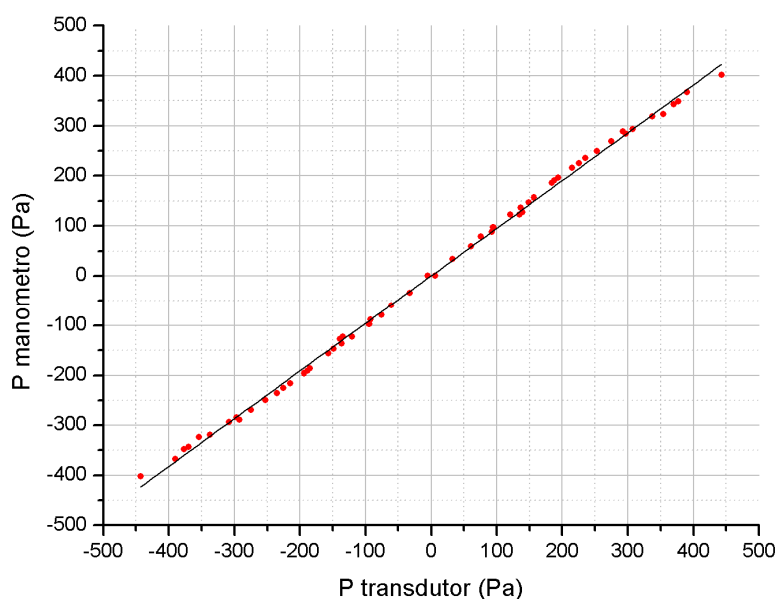
Apêndice I

Neste apêndice são apresentados os resultados obtidos, em *Origin*, para os vários ajustes de calibração realizados, descritos ao longo do Capítulo 5.

Note-se que nos gráficos seguintes os dados obtidos estão representados a vermelho e que os ajustes determinados se encontram a preto.

Apêndice I – A

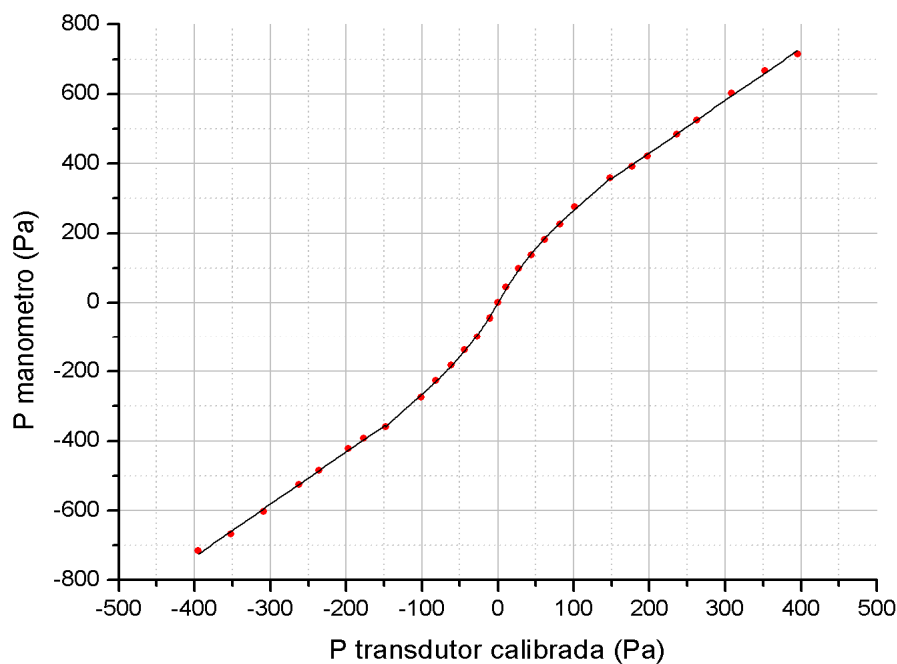
Aqui apresenta-se a representação gráfica dos valores de pressão obtidos através de manometria padrão ($P_{manometro}$) em função dos valores lidos pelo transdutor de pressão ($P_{transdutor}$) e os parâmetros do ajuste de calibração obtido. O sistema considerado foi o descrito no capítulo 5.2.2..



Equação	$y = a + b \cdot x$	
	$y = P_{manometro}$	
	$x = P_{transdutor}$	
Parâmetro	Valor	Erro
a	0	--
b	0,95505	0,00479
$R^2 = 0,99849$		

Apêndice I – B

Neste apêndice pode-se visualizar a representação gráfica dos valores de pressão recolhidos a partir do manómetro tradicional ($P_{manometro}$), em função da pressão, já calibrada, medida pelo transdutor ($P_{transdutor\ calibrada}$). Além disso, apresentam-se os parâmetros dos vários ajustes realizados a esses mesmos dados. O sistema considerado foi o descrito no capítulo 5.2.3.



Para o intervalo $P_{transdutor\ calibrada} < -100\ Pa$:

Equação $y = a + b \cdot x$		
$y = P_{manometro}$		
$x = P_{transdutor}$		
Parâmetro	Valor	Erro
a	-130,43176	7,89655
b	1,50418	0,02902
$R^2 = 0,9974$		

Para o intervalo $-100 \leq P_{transdutor\ calibrada} \leq 0\ Pa$:

Equação	$y = a + b_1 * x + b_2 * x^2 + b_3 * x^3$	
	$y = P_{manometro}$	
	$x = P_{transdutor}$	
Parâmetro	Valor	Erro
a	0	--
b_1	3,84618	0,20041
b_2	0,01662	0,00414
b_3	4,72255E-5	1,96134E-5
$R^2 = 0,99938$		

Para o intervalo $0 < P_{transdutor\ calibrada} \leq 100\ Pa$:

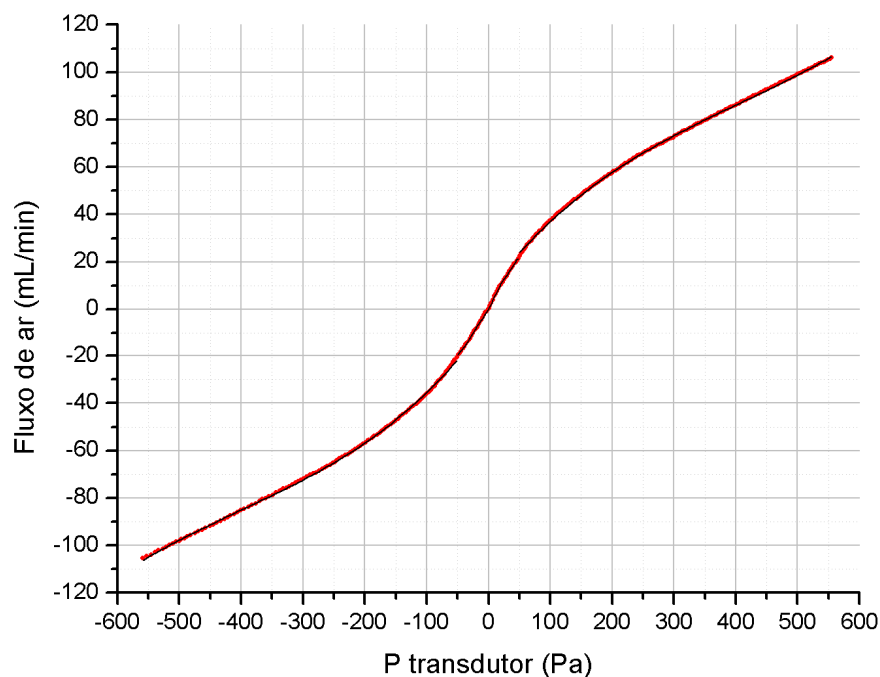
Equação	$y = a + b_1 * x + b_2 * x^2 + b_3 * x^3$	
	$y = P_{manometro}$	
	$x = P_{transdutor}$	
Parâmetro	Valor	Erro
a	0	--
b_1	3,84618	0,20041
b_2	-0,01662	0,00414
b_3	4,72255E-5	1,96134E-5
$R^2 = 0,99938$		

Para o intervalo $P_{transdutor\ calibrada} > 100\ Pa$:

Equação	$y = a + b * x$	
	$y = P_{manometro}$	
	$x = P_{transdutor}$	
Parâmetro	Valor	Erro
a	130,43176	7,89655
b	1,50418	0,02902
$R^2 = 0,9974$		

Apêndice I – C

Aqui apresentam-se os dados do fluxo de ar que circula através da estrutura interna do transdutor de pressão, em função da pressão por ele medida. Esta curva foi extraída da sua respectiva folha de dados. Além disso, é possível consultar os parâmetros referente aos ajustes



Para o intervalo $P_{transdutor} < -50 \text{ Pa}$:

Equação $y = a + b_1 \cdot x + b_2 \cdot x^2 + b_3 \cdot x^3$		
$y = \text{Fluxo de ar}$		
$x = P_{transdutor}$		
Parâmetro	Valor	Erro
a	-5,71904	0,2865
b_1	0,35054	0,00391
b_2	5,68748E-4	1,48525E-5
b_3	4,71751E-7	1,65304E-8
$R^2 = 0,99966$		

Para o intervalo $-50 \leq P_{transdutor} \leq 50 \text{ Pa}$:

Equação	$y = a + b_1 \cdot x + b_2 \cdot x^2 + \dots + b_9 \cdot x^9$	
$y = \text{Fluxo de ar}$		
$x = P_{\text{transdutor}}$		
Parâmetro	Valor	Erro
a	0	--
b_1	0,46686	0,01681
b_2	0,00665	6,99723E-4
b_3	-2,66526E-5	7,91295E-5
b_4	-1,07021E-5	1,68242E-6
b_5	3,89674E-9	1,17806E-7
b_6	6,24311E-9	1,22975E-9
b_7	1,43685E-12	6,7452E-11
b_8	-1,20619E-12	2,76789E-13
b_9	-7,22624E-16	1,30145E-14
$R^2 = 0,99923$		

Para o intervalo $P_{transdutor} > 50 \text{ Pa}$:

Equação	$y = a + b_1 \cdot x + b_2 \cdot x^2 + b_3 \cdot x^3$	
$y = \text{Fluxo de ar}$		
$x = P_{\text{transdutor}}$		
<i>Parâmetro</i>	Valor	Erro
a	8,43204	0,19654
b_1	0,33302	0,0026
b_2	-5,17236E-4	9,68385E-6
b_3	4,25531E-7	1,06124E-8
$R^2 = 0,99979$		

Apêndice II

Neste apêndice apresenta-se um resumo das principais funcionalidades da interface gráfica construída, descrita no capítulo 6.

Painel	Áreas	Botões/Indicadores	Descrição
Sistema de Aquisição	Controlo do estado de aquisição	Iniciar Aquisição	Ao premir este botão o utilizador dá início à execução da rotina Iniciar Aquisição, que por sua vez desencadeia a rotina Leitura da Porta Série, rotinas estas apresentadas no capítulo 5.3.
		Parar Aquisição	Ao premir este botão o utilizador faz com que a rotina Parar Aquisição seja executada.
		LED de Aquisição ON/OFF	Este LED indica se a aquisição está activada ou desactivada. No estado verde a aquisição encontra-se activa e aparece a mensagem Aquisição ON. Caso contrário apresenta a mensagem Aquisição OFF e o LED apresenta a cor vermelha.
	Guardar os dados adquiridos	Guardar Dados	Este botão, ao ser premido, faz com que seja executada a rotina Guardar Dados, responsável pela gravação de um ficheiro, em formato de colunas, com os dados que o utilizador pretende guardar.
		Guardar Gráficos	Este botão, ao ser premido, faz com que seja executada a rotina Guardar Gráficos, que permite gravar os gráficos seleccionados pelo utilizador, em formato <i>.bmp</i> .
	Informação dos dados de paciente	Dados do paciente	Aqui é possível visualizar os dados do paciente a quem se está a fazer o exame. Só é possível visualizar estes mesmos dados após se ter criado a ficha de paciente, o que pode ser feito quando se prime o botão Iniciar Aquisição, ou apenas no momento em que se guardam os dados para um ficheiro.
	Representações gráficas	Gráfico temporal da Pressão Nasal	Neste gráfico é representada a Pressão nasal, recolhida em tempo real.
		Gráfico temporal do Fluxo de ar através do cateter	Neste gráfico é representado o Fluxo de ar que passa através do cateter, recolhido em tempo real.
		Fluxo de ar através do cateter em função da Pressão Nasal	Esta é uma representação gráfica do Fluxo de ar através do cateter em função da Pressão Nasal.

	Representações em tabela	Pressão Nasal	Tabela indicativa dos valores de Pressão nasal recolhidos em Pa.
		Fase do ciclo respiratório	Tabela indicativa da fase do ciclo respiratório (expiração, inspiração, 0).
		Fluxo de ar através do cateter	Tabela indicativa dos valores de Fluxo de ar através do cateter recolhidos em mL/min.
		Fluxo aéreo nasal estimado	Tabela indicativa dos valores de Fluxo aéreo nasal que se estimou, de acordo com o fluxo de ar através do cateter. Estes dados são apresentados em L/s.
	Home	Home	Apresenta o nome do programa, a sua versão, e as principais instituições envolvidas no seu desenvolvimento.
Controlo do Sistema	Representação gráfica	Pressão lida pelo sensor	Neste gráfico é representada a Pressão lida directamente pelo sensor, recolhida em tempo real e sem qualquer tipo de processamento. A representação destes valores serve apenas como forma de controlo para o operador. Este gráfico pode ser gravado em formato <i>.bmp</i> , quando for premido o botão de Terminar Aquisição.
	Representação em tabela	Pressão lida pelo sensor	Tabela de controlo indicativa dos valores da Pressão lida pelo sensor, recolhidos em Pa, e sem qualquer tipo de processamento. Estes valores poderão ser guardados, conjuntamente com todos os outros gerados, num ficheiro em formato de colunas, quando se premir o botão Terminar Aquisição.
	Configuração do Sistema	Porta série	Permite estabelecer as configurações da Porta Série, envolvida na comunicação entre o computador e o arduino.
		Tipo de cateter	Permite definir as características do cateter utilizado durante o exame.
Ambos os Painéis	Ajuda	Ajuda	Ao premir este botão abre-se uma janela denominada “Context help”. Ao passar o rato sobre qualquer região dos painéis do programa irá aparecer, na janela aberta, a descrição de ajuda associada a cada um deles.
	Terminar Aquisição	Terminar Aquisição	Ao premir este botão dá-se o encerramento do programa, executado pela rotina Terminar Aquisição.